

VŠB – Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky

# BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2017

Martin Kolesnáč

VŠB – Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

Možnosti lokalizace patologických procesů pomocí  
termokamery

Options of localization of pathological processes with  
the thermocamera

## Zadání bakalářské práce

Student: **Martin Kolesnáč**  
Studijní program: **B2649 Elektrotechnika**  
Studijní obor: **3901R039 Biomedicínský technik**  
Téma: **Možnosti lokalizace patologických procesů pomocí termokamery**  
**Options of Localization of Pathological Processes with the**  
**Thermocamera**  
Jazyk vypracování: **čeština**

### Zásady pro vypracování:

Cílem bakalářské práce je zhodnotit možnosti využití termokamery ve stomatologii při lokalizaci patologických procesů v orofaciální oblasti. V rámci bakalářské práce bude korelován nález z termokamery s fyzikálním a RTG vyšetřením. Korelace těchto nálezů má za cíl ověřit, které patologické procesy lze touto metodou lokalizovat.

### Body zadání:

1. Rešerše a zhodnocení současného stavu dané problematiky.
2. Fyzikální principy termografie a konstrukční řešení.
3. Aplikace termografie ve stomatologii.
4. Návrh metodiky a design experimentální části studie.
5. Realizace praktické části - měření probandů.
6. Zpracování výstupů praktické části.
7. Závěr a zhodnocení přínosnosti studie.

### Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] DIAKIDES, Mary, Joseph D. BRONZINO a Donald E. PETERSON. (eds.) *Medical infrared imaging principles and practices*. 1. Boca Raton, Fla: CRC Press, 2012. ISBN 978-1-4398-7250-5 (eBook-pdf).
- [2] MEOLA, Carosena. (ed.) *Infrared thermography recent advances and future trends*. Oak Park: Bentham Science Publishers, 2013. ISBN 978-1-60805-521-0.
- [3] OPPELT, Arnulf. (ed.) *Imaging systems for medical diagnostics: fundamentals, technical solutions and applications for systems applying ionizing radiation, nuclear magnetic resonance and ultrasound*. Erlangen: Publicis Corporate Publishing, 2005. ISBN 3-89578-226-2.
- [4] ŠEDÝ, Jiří. *Kompéndium stomatologie I*. 1. vyd. Praha: Triton, 2012. ISBN 978-80-7387-543-5.
- [5] WEBER, Thomas. *Memorix zubního lékařství*. 2. české vyd. Praha: Grada, 2012, xxiv, 584 s. ISBN 978-80-247-3519-1.
- [6] ŠEDÝ, Jiří a René FOLTÁN. *Klinická anatomie zubů a čelistí*. Vyd. 1. Praha: Triton, 2009, 175 s., [16] s. obr. příl. ISBN 978-80-7387-312-7.
- [7] SCHUENKE, Michael, Erik SCHULTE a Udo SCHUMACHER. *Head and neck anatomy for dental medicine*. New York: Thieme, 2010, xi, 372 p. ISBN 978-1-60406-209-0.
- [8] BRONZINO, Joseph D (ed.). *Medical Devices and Systems*. 3 rev ed. Hoboken: CRC Press, 2006. ISBN 978-1420003864.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Iveta Bryjová**

Konzultant bakalářské práce: **MDDr. et MUDr. Jiří Šedý, PhD., MBA, FADI, FICD**

Datum zadání: 01.09.2016

Datum odevzdání: 28.04.2017



doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
vedoucí katedry

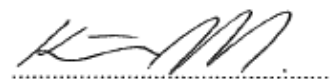


prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.  
děkan fakulty

## Čestné prehlásenie

Prehlasujem, že som túto bakalársku prácu vypracoval samostatne a všetky použité zdroje som pravdivo uviedol na konci tejto práce v zozname použitej literatúry.

V Ostrave dňa 28. 4. 2017



Martin Kolesnáč

## Podakovanie

Chcel by som poďakovať pani Ing. Ivete Bryjovej za vedenie, cenné rady a odborný dohľad. Podakovanie taktiež patrí mojej rodine za a ľuďom, ktorí sa podieľali na fotení ako experimentálni pacienti alebo akokoľvek prispeli do tejto bakalárskej práce.

## Abstrakt

Táto bakalárska práca sa zaoberá neinvazívnou technikou merania teploty – termografiou. Cieľom práce je namerať signifikantný počet pacientov a následne vhodnou metódou overiť, či je možné z termografických snímok lokalizovať a určiť patologické procesy v orofaciálnej oblasti. Zobrazenie termálnych snímok bude uskutočnené pomocou vhodného programu, ktorý bude takisto súčasťou praktickej časti bakalárskej práce a bude naprogramovaný v jazyku C#.

## Kľúčové slová:

Termokamera, termografia, ústna dutina, stomatológia, C#, program, diagnóza, orofaciálna oblasť, patologické procesy

## Abstract

This bachelor thesis deals with the non-invasive temperature measuring technique – thermography. The main goal of this thesis is to examine significant number of patients and afterwards using a suitable method to verify if it is possible of localizing and determining pathological processes in orofacial area from the thermographic pictures. The imaging of thermal pictures will be carried out by using a suitable software programed in C# and it's a part of the practical part as well.

## Keywords:

Thermal camera, thermography, oral cavity, stomatology, C#, software, diagnosis, orofacial region, pathological processes

## Obsah

Zoznam použitých skratiek a symbolov .....	8
Zoznam obrázkov .....	9
Zoznam tabuliek .....	10
1 Úvod.....	11
1.1 Cieľ práce .....	11
1.2 Štruktúra práce.....	11
2 Rešerš publikovanej literatúry.....	12
2.1 Termológia a ústna teletermografia: História a technické zhodnotenie.....	12
2.2 Termológia a ústna teletermografia: Súčasný a budúce klinické aplikácie v zubnom lekárstve .....	16
2.3 Infračervené termálne snímanie v medicíne .....	18
2.4 Aplikácie a technológie termálneho snímania v medicíne .....	21
3 Termografia .....	23
3.1 História termografie .....	23
3.2 Fyzikálny princíp termokamery.....	24
Oblasť spektra pri snímaní termokamerou.....	24
Čierne teleso.....	25
Emisivita.....	25
Wienov posunovací zákon .....	26
Planckov vyžarovací zákon .....	26
Stefan-Boltzmannov zákon.....	27
3.3 Konštrukčné riešenie termokamery .....	27
3.4 Princíp snímania termokamerou.....	28
4 Termografia v medicíne.....	30
4.1 Využitie termokamery v medicíne.....	30
4.2 Ľudské telo ako zdroj infračerveného žiarenia.....	31
4.3 Zmeny teploty ľudského tela .....	31
4.4 Anatomická časť orofaciálnej časti hlavy.....	31
5 Návrh riešenia bakalárskej práce.....	34
5.1 Meranie pacientov.....	34
5.2 Vytvorenie zobrazovacieho programu.....	34
5.3 Spracovanie snímok.....	34
6 Praktická časť bakalárskej práce.....	35
6.1 Program na zobrazovanie termosnímkov.....	35
6.2 Meranie pacientov.....	40
6.3 Kazuistika .....	44
6.4 Výber suspektných nálezov.....	47
7 Záver.....	48
Použitá literatúra.....	49
Prílohy .....	51
Samostatná príloha č. 1 – CD s programom ThermalViewer .....	51
Samostatná príloha č. 2 – Termosnímky pacientov.....	51



## Zoznam použitých skratiek a symbolov

Skratka	Význam
$\lambda$	Vlnová dĺžka
$\omega$	Uhlová rýchlosť
BSA	Body Surface Area (veľkosť povrchu ľudského tela)
$c$	Rýchlosť svetla vo vákuu
DITI	Digital Infrared Telethermography (digitálna teletermometria)
eV	Elektrónvolt, jednotka energie
FFT	Fast Fourier Transformation (rýchla furierova transformácia)
FPA	Focal Plane Arrays (infra-červený detektor s dimensionálnym zobrazením)
$\hbar$	Redukovaná Planckova konštanta
HDD	Harddisk (pevný disk na ukladanie dát)
I	Intenzita žiarenia
ID	Identify Document (identifikačný dokument)
ISO	Medzinárodná organizácia pre normalizáciu
ITT	Infrared Telethermography (oblastná teletermometria)
K	Kelvin, jednotka teploty
LCT	Liquid Crystal Thermography (metóda využívajúca tekuté kryštály)
OPG	Ortopantomogram (panoramatický röntgenový snímok)
SAT	Static Area Telethermography (statická teletermografia)
T	Teplota
TMJ	Temporo-mandibular joint (čelustný kĺb)
W	Watt, jednotka výkonu

## Zoznam obrázkov

Obrázok 2.3.1: Vľavo snímka z roku 1996 (rozlíšenie 240x320 pixelov), vpravo snímka z roku 2011 (640x480 pixelov).....	18
Obrázok 2.3.2: Vľavo snímka z roku 1990 (rozlíšenie 240x320 pixelov), vpravo snímka z roku 2011 (640x480 pixelov).....	19
Obrázok 2.4.1: Porovnanie termosnímkov ženského prsníka. Na obrázku vpravo je jasne identifikovateľná rakovina pravého prsníka. Príznakom je zvýšená metabolická aktivita, a teda aj teplota na pravom prsníku .....	21
Obrázok 2.4.2: Na snímke vidíme poškodenie metabolickej aktivity spodného svalu kvadricepsu .....	22
Obrázok 2.4.3: Snímka termokamery zaznamenávajúca zápal d'asien .....	22
Obrázok 3.1.1: Ukážka snímania termokamerou .....	24
Obrázok 3.2.1: Spektrum žiarenia pre snímání termokamerou. ....	25
Obrázok 3.3.1: Bloková schéma konštrukcie termokamery.....	27
Obrázok 3.3.2: Termokamera FLIR E50.....	28
Obrázok 4.1.1: Vľavo fotografia zubov, vpravo jej termografická snímka .....	30
Obrázok 6.1.1: Okno na výber cesty ku snímkam .....	35
Obrázok 6.1.2: Výber zložky, ktorá obsahuje snímky pacientov.....	36
Obrázok 6.1.3: Úvodné okno programu .....	37
Obrázok 6.1.4: Zobrazenie jednej snímky .....	37
Obrázok 6.1.5: Efekt priblíženia pri jednej snímke .....	38
Obrázok 6.1.6: Zobrazenie dvoch snímok.....	38
Obrázok 6.1.7: Zobrazenie troch snímok.....	39
Obrázok 6.2.1: Dotazník a informovaný súhlas .....	41
Obrázok 6.2.2: Graf rozdeľujúci počty pacientov do jednotlivých kategórií. ....	42
Obrázok 6.3.1: Snímka pacienta vytvorená pomocou počítačovej tomografie.....	44
Obrázok 6.3.2: Snímka pacienta vytvorená pomocou röntgenu .....	45
Obrázok 6.3.3: Snímka pacienta vytvorená pomocou termálnej kamery (pravá strana). .....	45
Obrázok 6.3.4: Snímka pacienta vytvorená pomocou termálnej kamery (celá tvár). ....	46
Obrázok 6.3.5: Snímka pacienta vytvorená pomocou termálnej kamery (ľavá strana). ....	46

## **Zoznam tabuliek**

<b>Tabuľka 3.2.1: Hodnoty emisivity pre vybrané povrchy objektov.....</b>	<b>26</b>
<b>Tabuľka 6.2.1: Rozdelenie pacientov podľa pohlavia. ....</b>	<b>42</b>
<b>Tabuľka 6.2.2: Rozdelenie pacientov podľa fajčiar/nefajčiar. ....</b>	<b>42</b>
<b>Tabuľka 6.2.3: Rozdelenie pacientov podľa užívania medikamentov. ....</b>	<b>42</b>
<b>Tabuľka 6.2.4: Rozdelenie pacientov podľa subjektívnych problémov.....</b>	<b>43</b>
<b>Tabuľka 6.2.5: Rozdelenie pacientov podľa absolvovania pravidelných preventívnych prehliadok. ....</b>	<b>43</b>
<b>Tabuľka 6.2.6: Rozdelenie pacientov podľa periodicity prehliadok u stomatológa. ....</b>	<b>43</b>
<b>Tabuľka 6.2.7: Rozdelenie pacientov podľa roku narodenia.....</b>	<b>43</b>

# 1 Úvod

Termografia je metóda fungujúca na princípe snímania teplotných zmien či už v tuhých látkach alebo napríklad v ľudskom organizme. Vznikom patologických procesov a zmenou štruktúry rôznych tkanív sa mení aj telesná teplota postihnutých častí ľudského organizmu. Na základe týchto poznatkov si termografia našla v medicíne svoje pevné miesto a postupom doby je jej používanie čoraz rozšírenejšie. Svoje využitie nachádza napríklad v športovej medicíne, kde sa pomocou termografie dá lokalizovať napríklad natrhnutie alebo roztrhnutie svalov a väziva, v stomatológii na lokalizovanie zápalov ďasien, alebo sa pomocou termografie dá lokalizovať karcinóm prs u žien. Veľkou výhodou termografie oproti iným metódam je neinvazívne a rýchle vyšetrenie, ktoré pacienta nijako zdravotne nezaťažuje a tiež kompaktný malý rozmer kamery. Na jej použitie nie sú potrebné veľké miestnosti a dá sa pomocou nej vyšetřovať takmer kdekoľvek či už sa jedná o väčšie ordinácie, menšie ordinácie napríklad v športových strediskách alebo vo vozidlách záchranej služby.

## 1.1 Cieľ práce

Cieľom prvej časti bakalárskej práce je overiť, či je možné lokalizovať patologické procesy pomocou termokamery v orofaciálnej sústave na základe porovnávania termografických snímok so snímkami z röntgenu a zdravotnými záznamami pacienta. V druhej časti bude úlohou vytvoriť program, ktorý bude schopný otvárať a zobrazovať jednotlivé termosnímkky spolu s popisom a informáciami o konkrétnom pacientovi.

## 1.2 Štruktúra práce

Teoretická časť je zložená z niekoľkých kapitol. Na začiatku je uvedená rešeršná práca týkajúca sa rôznych testov a výskumov v oblasti termálneho snímania. V ďalších kapitolách je čitateľ zoznámený s históriou termografie, konštrukčným a fyzikálnym riešením termokamier, ich kalibráciou a princípom snímania. Následne je tu rozoberaná kapitola zaoberajúca sa termografiou v medicíne, jej použitím v oblastiach medicíny a anatómiou a patológiou orofaciálnej sústavy, na ktorú je práca primárne zameraná. Praktická časť je založená na snímaní orofaciálnej oblasti pacientov a následným porovnávaním nájdených nálezov na termosnímkach s inými lokalizačnými a diagnostickými metódami využívanými v stomatológii. Druhou časťou práce je vytvorenie programu slúžiaceho na prezeranie týchto termálnych snímok v prehliadači, ktorý bude zároveň zobrazovať základné informácie o prezeranom pacientovi.

## 2 Rešerš publikovanej literatúry

### 2.1 Termológia a ústna teletermografia: História a technické zhodnotenie

ANBAR, M, BM GRATT a D HONG. Thermology and facial telethermography: Part I: History and technical review. *Dentomaxillofacial Radiology*. Stockton Press, 1998, **1998**(27), 61-67.

#### Dôležitosť teploty v biologickom systéme

Teplota ovplyvňuje pohyb molekúl ovplyvňujúcich rýchlosť a kvalitu biochemických procesov.

Život multi-bunkových organizmov je obmedzený na približný rozsah 0 °C až 45 °C. Pod hodnotou 0 °C je väčšina metabolických procesov pomalá na udržanie aktívneho života. Nad 45 °C veľa proteínov (hlavne enzýmov) odumiera a bunková membrána začne byť nestabilná. U človeka je ideálna telesná teplota od 35,8 °C až 37,3 °C. Po jej prekročení dochádza ku prehriatiu organizmu a naopak pri klesnutí ku ochladzovaniu.

#### História termológie

Termológia (štúdium a aplikácia bio-termálnych procesov na posúdenie zdravia alebo choroby) sa datuje už do dávnej minulosti. Teplota bola vnímaná už starovekými filozofmi ako dôležitá súčasť posudzovania telesného stavu. Telesné teplo bolo preto veľmi skoro uznané za dôležitý indikátor telesnej pohody. Prvé posudzovanie zmien telesnej teploty pochádza z Grécka približne z roku 400 p. n. l. a prišiel s ním Hippokrates (470–370 pred Kr.). Jeho metóda spočívala v porovnávaní teploty rozdielnych orgánov a z týchto rozdielov vyhodnocoval diagnózy a prognózy pacientov.

Prvé zápalové zmeny popísal už pred viac ako 2000 rokmi Aulus Cornelius Celsus. Príčiny vzniku zápalov môžu byť chemické, fyzické alebo biologické a sprevádza ich päť základných znakov:

- a) **Rubor:** sčervenanie, je prejavom hyperémie zapáleného ložiska
- b) **Tumor:** opuch, vzniká zväčšením objemu tkanív
- c) **Calor:** oteplenie, spôsobuje ho zvýšený prietok krvi ložiskom (hyperémia) a zvýšená intenzita katabolických procesov
- d) **Dolor:** bolesť, ktorá je spôsobená mechanickými, fyzikálno-chemickými alebo biochemickými zmenami v ložiskovej časti
- e) **Functio laesa:** porucha funkcie, je spôsobená napríklad poškodením tkaniva

V roku 1952 Galileo Galilei vymyslel prvý vzdušný termometer a pomenoval ho ako *Galileov termoskop*. V roku 1930 Knaus vymyslel modernú metódu bežného merania teploty. Táto metóda však

nebola úplne doladená, a preto sa do bežnej praxe dostala až v roku 1952. Dnes je táto metóda bežne používaná v nemocniciach po celom svete na stanovenie presnej telesnej teploty pacienta.

## **Získavanie termálnych snímok**

Termálna snímka je výsledná informácia, ktorú získame pri meraní termografiou. Termálne snímky sú charakteristické ich priestorovým rozlíšením. Je to vlastne separácia dvoch blízkych bodov a ich termálneho rozlíšenia. Dnes sa používajú dve metódy získavania termálnych snímok. Prvá metóda používa na meranie tekuté kryštály a jej originálny názov je *liquid crystal thermography (LCT)*. Druhá metóda je bezkontaktná, známa aj ako oblastná teletermometria a jej originálny názov je *infrared telethermography (ITT)* alebo aj *digital infrared telethermographic imaging (DITI)*.

## **Termografia využívajúca tekuté kryštály**

Tieto termometre používajú flexibilné gumové plechy, v ktorých sú vložené kryštály. Tieto kryštály sú vo vrstvách materiálov, ktoré sú montované v rámoch. Tekuté kryštály sa aplikujú na povrch tela. Po aplikácii sa ich neutrálna farba zmení podľa teploty plochy, na ktorú boli aplikované a s ktorou sú v kontakte. Výsledný farebný obraz sa následne odfotografuje. Táto fotografia sa nazýva termogram a ten slúži na vyhodnotenie a posudzovanie odborníkom.

V praxi sa často používala prenosná verzia tohto termografu, ktorá nepotrebovala zdroj napájania a bola podstatne lacnejšia (okolo 120 000,- Kč). Veľkou nevýhodou tejto verzie však bola pomalá senzitivita (0,3 až 1 °C) a priestorové rozlíšenie, ktoré bolo veľmi biedne (> 5 mm). Ďalšou nevýhodou je nespoľahlivosť zariadenia z dôvodu kontaktu sondy s pokožkou. Pretože pokožka má relatívne malú tepelnú kapacitu, je pravdepodobné, že sa jej teplota pri kontakte s chladnejším alebo teplejším povrchom sondy zmení. Obnovenie tejto teplotnej zmeny je dlhý proces a môže trvať aj viac ako 10 minút. Je preto veľmi náročné získať opakované výsledky merania. Avšak aj napriek týmto nevýhodám si táto metóda našla uplatnenie na vyhodnocovanie termálnych abnormalít a porúch v orofaciálnej časti.

## **Infračervená termografia**

Koncept tepelného žiarenia bol známy už od staroveku. Avšak súvislosť medzi svetlom a tepelným žiarením zostala neobjasnená až do 17. storočia. V roku 1620 Sir Francis Bacon dokázal existenciu tepelného žiarenia, ktoré je podobné, ale zároveň odlišné ako viditeľné svetlo, ktoré môžeme odfiltrovať pomocou skla. Rozptýlenie tepelného žiarenia bolo ďalej študované a rozširované Sirom Isaacom Newtonom. Ten prišiel s výsledkom, že každý materiál, ktorý je teplejší ako jeho prostredie, rozptyľuje jeho nadmerné teplo pri kontakte s iným materiálom.

Hlavným rozdielom medzi svetlom a tepelným žiarením je biologický fakt, že tepelné žiarenie nemôžeme vnímať zrakom tak ako svetlo. Je to preto, že naše spektrum viditeľnosti nedokáže rozlíšiť infračervenú farbu, v ktorej sa tepelné žiarenie nachádza.

### **Vyžarovanie čierneho telesa**

Keď objekty dosiahnu vysokú teplotu, začnú vyžarovať viditeľné teplo. Najskôr červené a so zvyšujúcou sa teplotou sa mení farba do žltá a nakoniec do biela. V roku 1988 Max Planck prišiel s návrhom, že vyžarovaná energia kvantizuje a na základe predstavy o radiačnej energii Planck sformuloval teoretickú funkciu kvantizačného popisu spektra takzvanej *blackbody radiation*. Z hľadiska teletermometrie nám Planckova kvantitatívna metóda umožňuje vypočítať prietok takzvaných *blackbody fotónov* akejkoľvek energie pre akúkoľvek teplotu alebo určiť teplotu meraním tzv. *blackbody radiation*. Maximálny tok *blackbody radiation* v teplote ľudského tela (30 až 36 °C) je v časti takzvaného infračerveného spektra. Väčšina nadmerného biochemického tepla je rozptýlená žiarením. Keďže v minulosti neboli dostupné infračervené detektory, ktoré by pomohli charakterizovať túto radiáciu v čase výskumu, vzťah medzi infračerveným žiarením a teplotou nebol objasnený.

### **Infračervené detektory využívané v medicíne**

Detektory, ktoré požadujú tepelnú rovnováhu s meracím zariadením (bolometrom) sú nedostačujúce pre klinické použitie. Avšak moderné bolometre môžu byť vyrábané s veľmi nízkou teplotou a ich rýchlosť vyhodnocovania termálnych snímok môže byť až 30 za sekundu. Fotokonduktívne fotónové detektory obsahujú materiály, ktoré môžu dočasne zvýšiť elektrónovú populáciu na absorbcii infračervených fotónov. Infračervené fotónové detektory sú obecné konštruované na teplotu kvapalného dusíka buď pomocou tekutého dusíka v tzv. Dewarovej nádobe, alebo pomocou použitia miniatúrnej chladiacej jednotky. Kontrola tejto nízkej teploty je nevyhnutná, pretože je veľmi ťažké nájsť polovodiče, ktoré by si udržiavali stabilnú hodnotu v rozmedzí 0,10 až 0,15 eV. Detektory, ktoré majú kombináciu vysokej efektivity a nízkeho šumu, umožňujú pri presnom zameraní a stabilizácii detekovať telesnú teplotu na ploche menšej ako 10 mm<sup>2</sup> na vzdialenosť až 100 cm.

### **Meranie infračerveného žiarenia v medicíne**

Klinické teletermografické systémy sú vlastne infračervené detektory, ktoré obsahujú zosilňovací digitizér, čítaciu elektroniku, mikropočítač a zobrazovací monitor.

Pre teletermografiu sa používajú tri konfigurácie a to:

- a) Infračervený detektor so samostatným objektívom,
- b) infračervený detektor s lineárnym zobrazením,
- c) infračervený detektor s dvojdimenzionálnym zobrazením.

Infračervený detektor so samostatným objektívom používa dve rotujúce zrkadlá kolmo na seba, pričom jedno sa točí po horizontálnej a druhé po vertikálnej osi. Tento systém zachytáva každý bod skenovania a odráža ho na detektor. Mikrodetektor zaznamenáva čas, ktorý uplynie od zaznamenania obrazu na zrkadlá až po prenesenie na detektor. Pokročilé detektory so samostatným objektívom dokážu zaznamenávať až 10 obrázkov za sekundu. Infračervená kamera s lineárnym zobrazením obsahuje iba jedno zrkadlo, obvykle rotujúce okolo vertikálnej osi skenujúce zorné pole. Infračervený detektor s dvojdimenzionálnym zobrazením (v origináli *focal plane arrays – FPA*) neobsahuje žiadne pohyblivé časti, pričom zorné pole je zameriavané pomocou germániových šošoviek na doštičky miniatúrnych detektorov. Výhodou týchto detektorov je ich rýchlosť, ktorá dosahuje viac ako 100 snímok za sekundu, ich spoľahlivosť a jednoduchosť údržby, keďže neobsahuje pohyblivé časti.

### **Teletermometria v dynamickej oblasti**

Teletermometria je nová možnosť v oblasti infračerveného zobrazovania zameraná na kvantitatívne meranie časovej závislosti teploty kože. Pokiaľ meniace sa teplotné správanie sa je periodické, rýchla *Furierova transformácia (FFT)* dokáže produkovať nízke frekvencie periodickej teplotnej modulácie. Pri psychologických podmienkach, kedy je teplota pokožky regulovaná prevažne autonómnym nervovým systémom, môže DAT zaznamenávať frekvencie neurónových termoregulátorov (TRFs), a teda pozorovať zmeny v autonómnych nervových funkciách. Pre efektívne meranie Furierovej transformácie (FFT) musí byť analyzovaných minimálne 512 obrázkov. Rýchle kamery dokážu týchto 512 obrázkov vygenerovať do jednej minúty.



## 2.2 Termológia a ústna teletermografia: Súčasné a budúce klinické aplikácie v zubnom lekárstve

GRATT, B M a M ANBAR. Thermology and facial telethermography: Part II. Current and future clinical applications in dentistry. *Dentomaxillofacial Radiology* [online]. 27(2), 68-74 [cit. 2016-03-23]. DOI: 10.1038/sj.dmfr.4600324. ISSN 0250832x.

### Všeobecné zhrnutie

Teplota pokožky môže byť meraná bezkontaktné monitorovaním vyžarovaného infračerveného žiarenia. Statická teletermografia (SAT, static area telethermography) sa ukázala byť užitočná stomatológom pri diagnostike chronickej bolesti v orofaciálnej oblasti. Je unikátnym nástrojom pri posudzovaní porúch čelústneho kĺbu (angl. temporomandibular joint, TMJ), ktoré sa súborne označujú ako ochorenie čelústneho kĺbu (angl. TEMPOROMANDIBULAR JOINT DYSFUNCTION), ale tiež pri hodnotení deficitu alveolárneho nervu (*nervus alveolaris inferior*). Termografia je obecný termín popisujúci rôzne metódy identifikácie a analýzy rozloženia teploty na pokožke. Je založená na schopnosti zobrazovať tepelné žiarenie ľudského tela. Rôzne meracie prístroje sú zložené z termistorov, termočlánkov a termálnych zobrazovacích systémov s tekutými kryštálmi a systémami pre detekciu infračerveného žiarenia. Takto skúmame teplotné abnormality, ktoré môžu niesť diagnostickú informáciu.

Teplota kože môže byť meraná v jednotlivých prípadoch (statická termografia) alebo ako séria viacerých sekvenčných príkladov (dynamická termografia).

Klinická termografia využíva vhodné počítačové systémy pre infračervené zobrazovanie. Tieto systémy využívajú počítač na kontrolu infračervenej kamery, ktorou získavame kvanta dát na priestorové rozdelenie infračerveného žiarenia kože a konvertuje ich pomocou Planckovej radiačnej metódy do teplotných dát, ktoré sú ďalej zobrazené ako termosnímk.

Tepelné emisie ľudskej tváre sa ukázali ako ukazovatelia stavu popisujúceho zdravie alebo chorobu. Tepelné emisie priamo súvisia s činnosťou kožných ciev (vázodilatácia, vazokonstrikcia). Termografiu môžeme používať ako neinvazívnu diagnostickú metódu, ktorá môže rozpoznať mnoho klinických problémov.

Boli zaznamenávané významné rozdiely medzi absolútnou teplotou tváre muža a ženy. Muži mali vyššiu teplotu telesného povrchu na 25 meraných anatomických oblastiach tváre (napríklad očné viečka, horná a spodná pera, brada atď.) než ženy. Metabolizmus 30ročného muža s výškou približne 1,7 m a váhou približne 64 kg, ktorého povrch tela (BSA) tvorí asi 1,6 m<sup>2</sup> je asi 80 W. To znamená, že rozptýli okolo 50 W/m<sup>2</sup> tepla. Metabolizmus 30ročnej ženy s výškou približne 1,6 m a váhou približne 54 kg s povrchom tela 1,4 m<sup>2</sup> vydá asi 63 W čo je 41 W/m<sup>2</sup>. Za predpokladu, že nie sú iné relevantné rozdiely (napríklad menštruačný cyklus u žien) medzi mužom a ženou, pokožka ženy je obecnne chladnejšia.

## **Obecné klinické požiadavky**

Štandardizované klinické postupy termografie v tvárovej oblasti majú obecné minimum požiadaviek. Meranie termokamerou by malo prebiehať v miestnosti, kde nie je prievan a s kontrolovateľnou vlhkosťou vzduchu, ktorá sa pohybuje medzi 30 až 70 %. Pacient by mal v priebehu merania sedieť a meraná oblasť by mala byť zbavená nečistôt a make-upu a pretrená vlhkým obrúskom. Vlasby by mali byť stiahnuté dozadu a zopnuté.

Článok sumarizuje doterajšiu súvisiacu literatúru tak, že väčšina termografických štúdií preukázala silnú súvislosť medzi bolesťou hlavy a lokálnou hyperfúziou alebo hypertermiou. Termografia uľahčuje diagnostiku bolesti a v orofaciálnej oblasti umožňuje porozumieť mechanizmu bolesti.

## 2.3 Infračervené termálne snímanie v medicíne

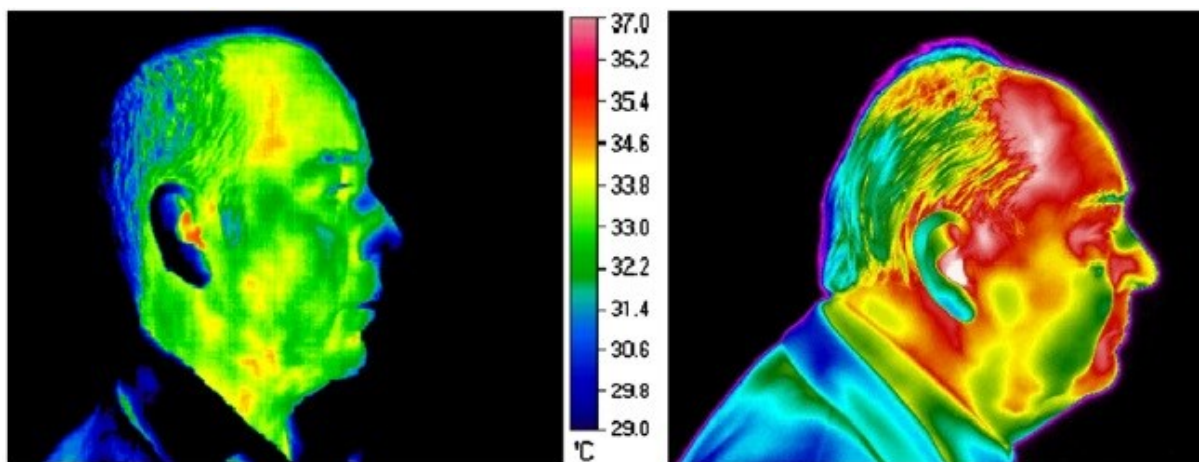
RING, E. F. J. a K. AMMER. Infrared thermal imaging in medicine. *PHYSIOLOGICAL MEASUREMENT* [online]. 2012, 33 - 46 [cit. 2016-04-07]. DOI: 10.1088/0967-3334/33/3/R33.

### Úvod

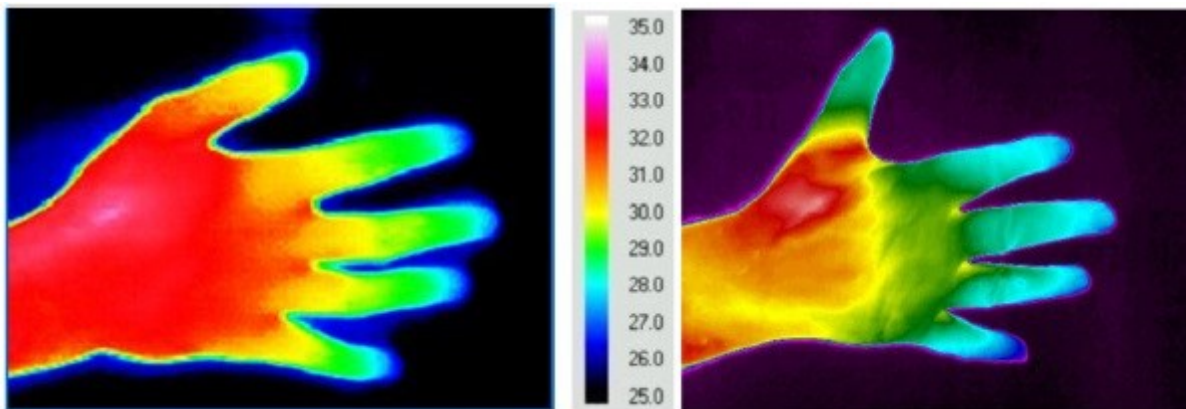
Významný progres v oblasti termálneho zobrazovania nastal v posledných 20tich rokoch výskumu. Zlepšil sa výkon, štruktúra samotných snímačov a upravili sa pravidlá pre snímanie. To nám pomáha lepšie pochopiť fyziologické mechanizmy teploty na pokožke a diagnostikovať patologické nálezy.

### Infračervené snímanie

Snímače používané v minulosti dosahovali priemernú rýchlosť vykresľovania od 1 do 16 snímok za sekundu, rozlíšenie teploty bolo 0,5 °C a priestorové rozlíšenie 5 mm na veľkosť 50 cm<sup>2</sup>. Avšak moderné kamery dokážu zaznamenávať až 25 snímok za sekundu, a tak dokážu vykresliť oveľa jasnejšiu a čitateľnejšiu snímku.



Obrázok 2.3.1: Vľavo snímka z roku 1996 (rozlíšenie 240x320 pixelov), vpravo snímka z roku 2011 (640x480 pixelov) [3].



Obrázok 2.3.2: Vľavo snímka z roku 1990 (rozlíšenie 240x320 pixelov), vpravo snímka z roku 2011 (640x480 pixelov) [3].

Staršie modely kamier vyžadovali aj chladiaci systém, najčastejšie sa používal nitrogén alebo argónový plyn. Nové kamery využívajú malý vzhľad, mikrobolometre, ktoré dosahujú vysokú pohyblivosť a moderné vybavenie, ktoré nevyžaduje chladenie.

### Aplikácia termálneho snímania v medicíne

Vďaka modernej technológii dokáže výsledná snímka obsahovať niekoľko tisíc teplotných bodov, ktoré sú zaznamenané v zlomku sekundy. Telo má relatívne stabilnú teplotu, ale v niektorých častiach tela (hlavne povrch pokožky) prebiehajú výraznejšie regulačné procesy. Americký psychológ J. D. Hardy v r. 1934 objavil, že vrchol vyžarovania ľudskej pokožky je niekde v hodnotách od 9 do 12  $\mu\text{m}$ . Samotné detektory pracujú v rozsahu od 2 do 5  $\mu\text{m}$ , avšak vďaka bolometrom sa táto hodnota dokáže navýšiť až na 15  $\mu\text{m}$ , čo je vhodné pre použitie v medicíne. V princípe, termálne snímanie môže byť v medicíne používané buď ako diagnostický test alebo ako výsledok merania pre rôzne klinické štúdie.

### Snímanie horúčky

V súčasnosti rastie záujem o používanie termálneho snímania na diagnostikovanie horúčky. Ring & Jung spracovali štúdiu, v ktorej merali teplotu tváre u detí hospitalizovaných v nemocnici s použitím nového ISO odporúčenia. Z 354 testovaných pacientov vyšla priemerná teplota na hodnotu 36,48 °C. U 52 pacientov s klinicky preukázanou horúčkou tesne pred použitím liekov bola 38,9 °C. Tieto teplotné zmeny boli neskôr porovnávané s teplotou nameranou v podpazuší. Výsledky boli s rozdielom stotín takmer rovnaké.

## **Snímanie artritídy**

Pri zápale kĺbov dochádza ku zvýšeniu teploty, ktorá sa dá ľahko detekovať. Výskumy Collins & Cosh a Ring & Collins v roku 1970 preukázali, že teplotný povrch kĺbov bol podobný hodnote teploty intra-artikulárne a ostatným biochemickým príznakom pri získanom zápale. Séria experimentov preukázala, že teplota nameraná v skupine pacientov pomocou termálnej kamery sa môže použiť na objektívne rozlíšenie trvania a stupňa zápalu.

## **Ostatné možnosti snímania**

Snímanie pomocou termokamery nám umožňuje snímať aj rôzne iné patologické zmeny v ľudskom tele. Pomocou tejto metódy môžeme diagnostikovať napríklad osteoartritídu, reumu mäkkých tkanív, tenisový lakeť, fibromalgiu alebo malígne ochorenia.

## 2.4 Aplikácie a technológie termálneho snímania v medicíne

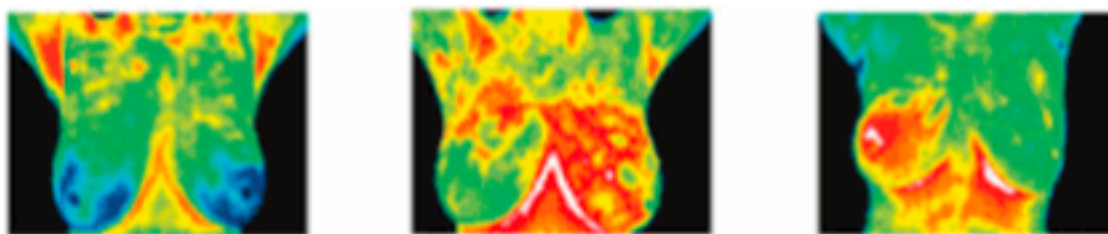
RAJMANOVA, P., P. NUDZIKOVA a D. VALA. Application and Technology of Thermal Imagine Camera in Medicine. *IFAC-PapersOnLine* [online]. 2015, **48**(4), 492-497 [cit. 2017-04-26]. DOI: 10.1016/j.ifacol.2015.07.083. ISSN 24058963.

### Úvod

Článok sa zaoberá najčastejšie vyskytujúcimi problémami v rôznych oblastiach medicíny a ich zameriavanie, určovanie patologických zmien pomocou termokamery a samotným zložením a princípom fungovania termokamery.

### Karcinóm prs u ženy

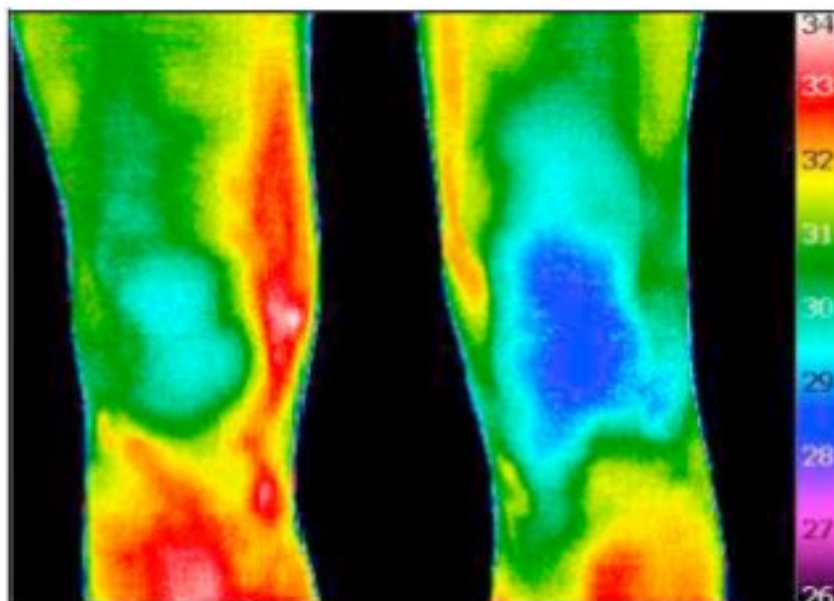
Karcinóm prs je najčastejšie sa vyskytujúcim malígnym nádorovým ochorením u žien. Ženské prsia sú najčastejším miestom vyšetrovania pomocou termokamery v medicíne. Zisťovanie patologických nálezov funguje na princípe porovnávania termogramov oboch prsníkov. V prípade zmien a rozdielu teplôt na jednotlivých termogramoch ide najčastejšie o tumor.



*Obrázok 2.4.1: Porovnanie termosnímkov ženského prsníka. Na obrázku vpravo je jasne identifikovateľná rakovina pravého prsníka. Príznakom je zvýšená metabolická aktivita, a teda aj teplota na pravom prsníku [4].*

### Poškodenia svalov a využitie v športovej medicíne

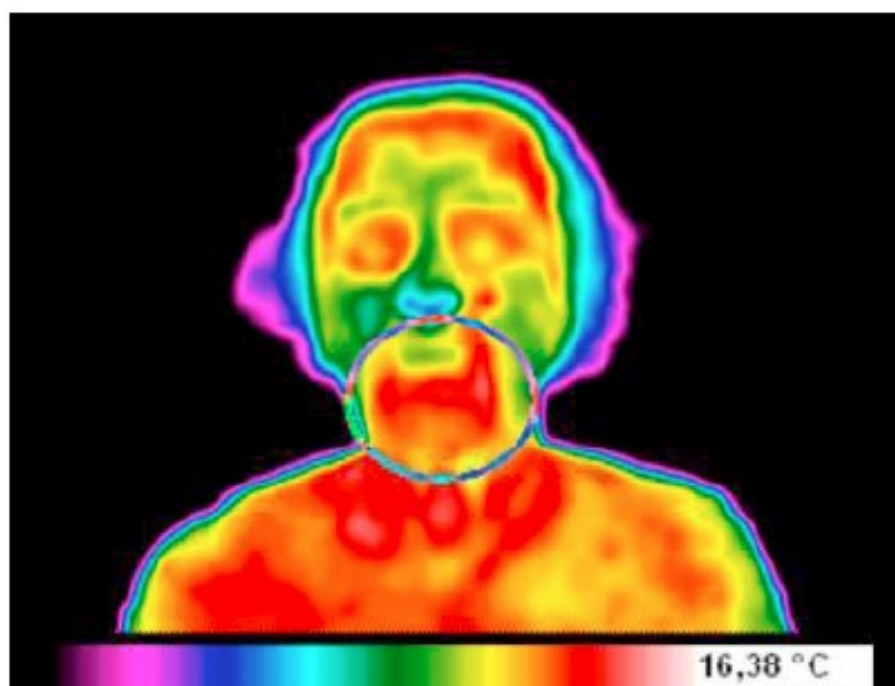
Snímanie termokamerou je obľúbené aj v oblasti ortopédie a športovej medicíny. Lekári sú schopní bez kontaktu s pacientom zistiť svalové poškodenia, napríklad natrhnutie alebo roztrhnutie. Pri poškodení svalu dochádza ku chemickým procesom, ktoré zvyšujú teplotu krvi a to sa prejaví na výslednej termosnímkke.



*Obrázok 2.4.2: Na snímke vidíme poškodenie metabolickej aktivity spodného svalu kvadricepsu [4].*

### **Využitie v stomatológii**

V stomatológii sa termokamera využíva na teplotné zobrazenie orálnych tkanív. Vo výslednej termosnímkke potom vidíme rozdiely medzi zubami, zdravými ďasnami, poškodenými ďasnami a ústnej sliznice.



*Obrázok 2.4.3: Snímka termokamery zaznamenávajúca zápal ďasien [4].*

### 3 Termografia

Táto kapitola bakalárskej práce sa zameriava na informácie o samotnej termografii, histórii jej vzniku a použitia. Ďalej o fyzikálnom fungovaní a princípe infračerveného žiarenia, čierneho telesa, vyžarovacími zákonmi a nakoniec konštrukčným riešením samotnej termokamery.

#### 3.1 História termografie

Prvé zmienky o infračervenom žiarení, ktoré je základom pre termografiu, objavil približne v roku 1800 nemecký astronóm Sir William Herschell tak, že pomocou kryštálu rozkladal slnečné lúče a citlivým teplomerom meral teplotu jednotlivých farieb [5].

Prvá infračervená snímka však vznikla až v roku 1840 a o jej vznik sa postaral sir Jon Herschel použitím evaporafu (tmavej nádobe s odparovaním tenkej vrstvy oleja, ktorá sa dala pozorovať pri nasvietení svetlom). Významný progres v princípe fungovania termometrov prišiel medzi rokmi 1916 až 1918, kedy americký vynálezca Theodor Case objavil detektory, ktoré snímali teplo na základe pôsobenia fotónov namiesto priameho tepelného žiarenia [5].

Približne v 40-tych rokoch 20. storočia zaznamenal vývoj termokamier najväčší úspech. Mohla za to armáda a vývoj vojenských aplikácií, v ktorej sa dovtedy termokamery používali. V civilnom sektore sa termokamery začali používať okolo 60. rokov, avšak kvalita snímok bola veľmi slabá. Približne v 80. rokoch sa termokamery rozšírili do stavebníctva, medicíny a ďalších sektorov. Tieto kamery boli schopné zobrazovať rádiometrické snímky<sup>1</sup>. Kvapalné a stlačené plyny, ktoré slúžili na chladenie, nahradili modernejšie a pri výrobe sa začal používať ohniskový zväzkový detektor (*Focal Plane Array* – *FPA*)<sup>2</sup>. Znamenalo to zvýšenie kvality a rozlíšenia termosnímk. Najčastejšie dnes používané rozlíšenie je od 16x16 až po 640x480 pixelov<sup>3</sup> [5].

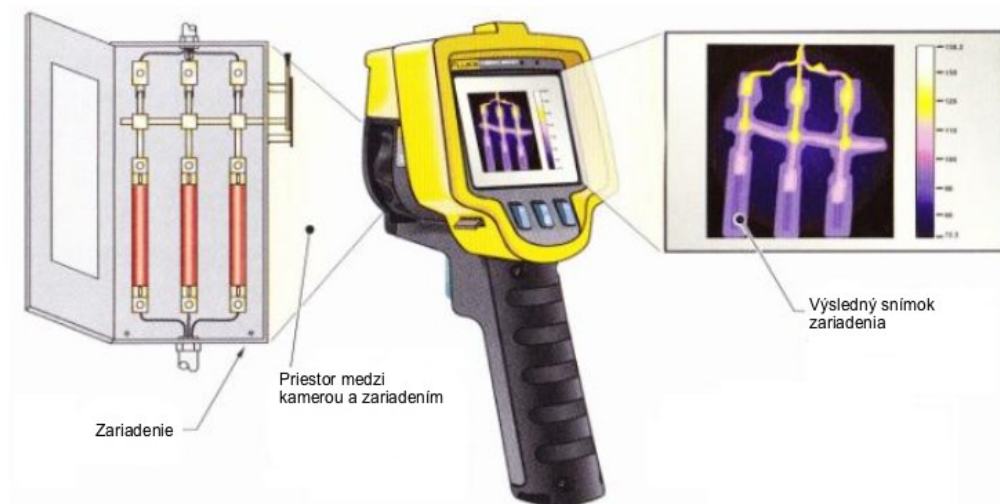
---

<sup>1</sup> Obraz obsahujúci teplotné informácie o každom bode na snímke

<sup>2</sup> Optický senzor obsahujúci zväzok infračervených detektorov

<sup>3</sup> Najmenší nezávislý článok schopný zaznamenať infračervené žiarenie





Obrázok 3.1.1: Ukážka snímania termokamerou [5]

Prvé termovízne pracovisko u nás vzniklo v Brne v roku 1970 ešte v bývalom Československu a používali v ňom termokameru AGA Thermovision 680/102B, ktorá bola schopná zobrazit' infračervené žiarenie od 2,6 do 5  $\mu\text{m}$  [10].

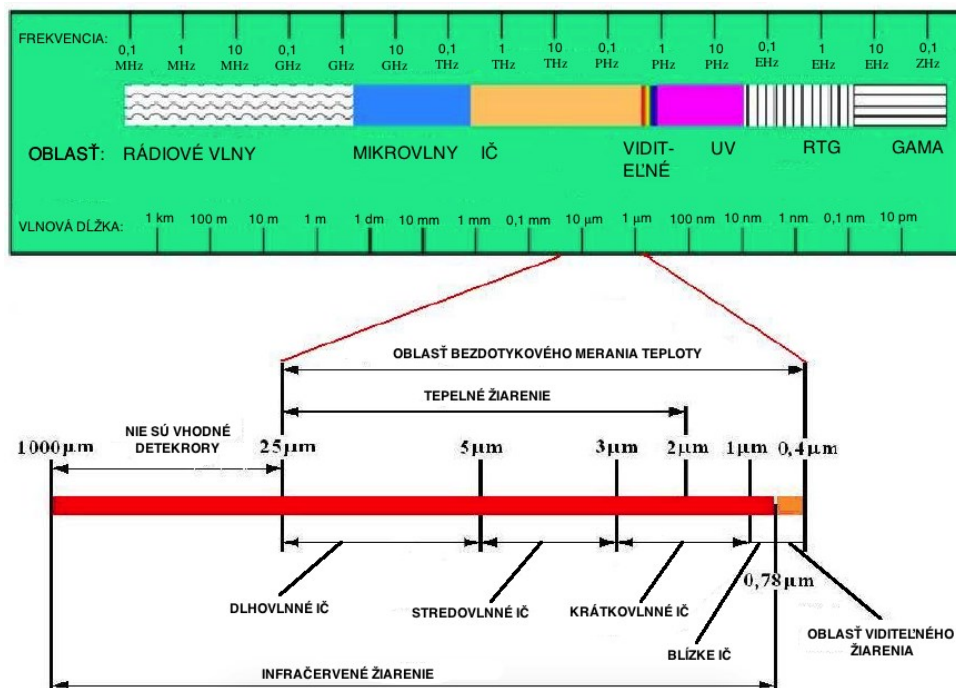
Dnes už však vďaka technologickému pokroku doby máme omnoho kvalitnejšie kamery, ktoré sú schopné zaznamenávať väčšie vlnové dĺžky a vďaka rôznemu podpornému softvéru od výrobcov termokamier môžeme so snímkami pracovať takmer okamžite, či už v samotnom rozhraní termokamery, alebo prenesením dát do iného zariadenia (počítač, tablet, ...) pomocou Bluetooth, Wi-Fi, pamäťovej karty alebo dátového kábla.

## 3.2 Fyzikálny princíp termokamery

### Oblasť spektra pri snímaní termokamerou

Všetky objekty, ktoré majú teplotu vyššiu ako absolútnu nulu, vyžarujú v určitej časti spektra elektromagnetické žiarenie, ktoré môže siahať od 10 pm až do 1 km. Pri meraní termokamerou sa pohybujeme v spektre približne od 0,4  $\mu\text{m}$  po 25  $\mu\text{m}$ , čo udáva teplotu približne od  $-40$  až do  $+10\,000^{\circ}\text{C}$ . Termokamery, ktoré by dokázali zaznamenať vlnovú dĺžku nad 25  $\mu\text{m}$ , zatiaľ neboli skonštruované [7].

Spektrum, v ktorom sa pohybujeme pri snímaní termokamerou sa inak nazýva aj infračervené spektrum, avšak pri meraní sa čiastočne môžeme pohybovať aj v takzvanom spektre viditeľného žiarenia [7].



Obrázok 3.2.1: Spektrum žiarenia pre snímanie termokamerou [11].

## Čierne teleso

Absolútne čierne teleso je fyzikálny pojem, ktorý definuje ideálne teleso pohlcujúce všetko prichádzajúce žiarenie a jeho vyžarovanie je závislé na jeho povrchovej teplote. Medzi ideálne príklady čierneho telesa patrí, napríklad Slnko, pretože pohlcuje takmer všetko žiarenie, ktoré na neho dopadá [8].

Pojem čierne teleso zaviedol v roku 1862 Gustav Kirchhoff. Čierne telesá sa v praxi používajú, napríklad ako kalibračné zdroje žiarenia pre kalibráciu bezkontaktných teplomerov alebo ako referenčné zdroje žiarenia pri vysokoteplotných metódach merania emisivity.

## Emisivita

Emisivita je veľmi dôležitým faktorom infračervenej termometrie pri popise a meraní žiarenia reálneho povrchu a jej vplyv je potrebné vždy rešpektovať pre správne nastavenie termokamery a správny priebeh merania. Emisivita je definovaná ako pomer energie, ktorú vyžaruje objekt pri určitej teplote ku energii čierneho telesa, ktoré má tú istú teplotu ako objekt. Emisivita reálnych telies je bezrozmerná veličina a môže dosahovať hodnoty od 0 po 1, pričom číslo 1 je hodnota čierneho telesa [11].

V tabuľke nižšie sú popísané hodnoty emisivity pre najčastejšie merané povrchy objektov. V medicíne je najpodstatnejšou hodnotou emisivity hodnota ľudskej pokožky, ktorá dosahuje hodnotu 0,98.

Tabuľka 3.2.1: Hodnoty emisivity pre vybrané povrchy objektov [9].

Názov objektu	Hodnota emisivity
Ľudská koža	0,98
Stena s omietkou	0,94
Červená tehla	0,93
Piesok	0,90
Biele drevo	0,90
Meď – leštená	0,03
Hliník – lesklý plátok	0,05
Voda	0,96
Nerezová oceľ – leštená	0,70

### Wienov posunovací zákon

Wienov posunovací zákon nám hovorí, že maximum spektrálnej intenzity vyžarovania sa mení v závislosti na teplote absolútne čierneho telesa. Vlnová dĺžka maxima spektrálnej intenzity vyžarovania je teda závislá na teplote telesa. V praxi to znamená, že čím je teleso teplejšie, tým vyžaruje na kratších vlnových dĺžkach. Obecné pre výpočet platí vzorec:

$$\lambda_{max} = \frac{2,898 [mm \cdot K]}{T}$$

kde  $\lambda_{max}$  je vlnová dĺžka maxima spektrálnej hustoty vyžarovania,  $T$  je teplota telesa a hodnota 2,898 mmK je takzvaná Wienova konštanta [10].

### Planckov vyžarovací zákon

Planckov vyžarovací zákon nám vyjadruje závislosť intenzity žiarenia absolútne čierneho telesa na frekvencii. Znamená to, že so zväčšujúcou sa teplotou zdroja rastie spektrálna hustota vyžarovania dokonale čierneho telesa a maximálna hodnota sa posúva ku kratším vlnovým dĺžkam. Matematicky sa dá vyjadriť ako:

$$dI = \frac{\hbar}{4\pi^2 c^2} \cdot \frac{\omega^3}{e^{\frac{\hbar\omega}{kT}} - 1} d\omega$$

kde  $I$  je intenzita žiarenia,  $\hbar$  je redukovaná Planckova konštanta,  $c$  je rýchlosť svetla vo vákuu,  $\omega$  je uhlová frekvencia žiarenia,  $k$  je Boltzmannova konštanta a  $T$  je teplota absolútne čierneho telesa [11].

## Stefan-Boltzmannov zákon

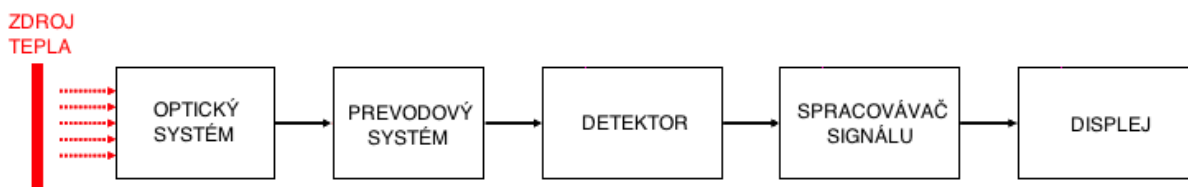
Stefan-Boltzmannov zákon popisuje celkovú intenzitu žiarenia absolútne čierneho telesa. Publikoval ho Jozef Stefan spolu s Ludwigom Boltzmannom v roku 1879 a tento zákon hovorí, že so štvrtou mocninou termodynamической teploty žiariaceho telesa rastie intenzita vyžarovania. Matematicky sa tento vzťah popisuje ako:

$$I = \sigma T^4$$

kde  $I$  je celková intenzita žiarenia (podiel výkonu a plochy),  $\sigma$  je Stefan-Boltzmannova konštanta ( $5,670400 \cdot 10^{-8} \text{Wm}^{-2}\text{K}^{-4}$ ) a  $T$  je hodnota termodynamической teploty v udávaná jednotkách Kelvin [12].

### 3.3 Konštrukčné riešenie termokamery

Klasické termokamery sú tvorené z niekoľkých častí, a to šošovky, jej krytu, detektoru, elektroniky na spracovávanie, displeja, ovládača termokamery a softwaru vrátane užívateľského rozhrania.



Obrázok 3.3.1: Bloková schéma konštrukcie termokamery.

**Optický systém** (*optical system*) – rozoznáva infračervenú radiáciu. Je zložený zo šošovky (tie sa vyrábajú najčastejšie z germánia a obsahujú tenký antireflexný pot'ah pre zlepšenie prenosu), uzáveru a zaoštrovacieho ohniska. V niektorých prípadoch sa pridávajú aj ďalšie filtre, ktoré slúžia na zachytávanie špecifických vln [5].

**Prevodový systém** (*transmission system*) – obsahuje napríklad vákuum a optické káble, ktoré slúžia na prenos zachyteného signálu [5].

**Detektor** (*detector*) – slúži na konvertovanie zachytenej elektromagnetickej radiácie na elektrický signál. Elektrický signál je digitalizovaný pomocou A/D prevodníku a transformovaný do finálnej termosnímk. Najčastejšie používané typy termálnych detektorov sú mikroblo metre. Sú to špecifické typy rezistorov pracujúce na princípe zmeny odporu meraného objektu na dopadajúce infračervené žiarenie [5].

**Spracovanie signálu** (*signal processing*) – signál odoslaný z detektoru musí byť zosilnený. Preto sa do termokamery pridáva predzosilňovač, ktorý výsledný signál zosilní, zníži šum a upraví šírku pásma. Výsledný signál je následne spracovaný pomocou vlnovej transformácie alebo pomocou rýchlej Furiérovej transformácie (*Fast Fourier Transformation – FFT*) a ďalších aplikácií, ktoré ho nakoniec spracujú a na displeji zobrazia ako hotovú termosnímk zo všetkými informáciami [5].

**Displej** (*display*) – prijíma výsledný spracovaný signál a zobrazuje ho ako finálnu termosnímkku na obrazovke so všetkými teplotnými informáciami a hodnotami. Ďalej zobrazuje napríklad stav batérie, dátum a čas. Najčastejšie sa používa displej typu LCD. Zároveň by mal displej spĺňať aj podmienku podsvietenia pre lepšiu orientáciu a prácu v podmienkach, kedy je znížená viditeľnosť [5].

Ďalšie časti termokamery tvoria napríklad vstupy pre pamäťovú kartu, ktorá slúži na ukladanie snímok, rozhranie MicroUSB na prenos dát medzi termokamerou a iným zariadením (PC, mobil, tablet, ...). Novšie kamery môžu disponovať systémom na bezdrôtovú komunikáciu, napríklad Wi-Fi alebo Bluetooth.



Obrázok 3.3.2: Termokamera FLIR E50 [13].

### 3.4 Princíp snímania termokamerou

Tato subsekcia bola spracovaná podľa [14]. Pre správne meranie a použitie termokamery je dôležité dodržať určité podmienky. Patrí tam napríklad výber vhodnej miestnosti, teplota v miestnosti, poloha termokamery a tiež príprava samotného pacienta.

Aby bolo meranie čo najpresnejšie je vhodné, aby miestnosť, v ktorej sa bude pacient vyšetrovať, mala minimálne 2 metre na výšku a 3 metre na šírku. Je to z dôvodu, že medzi kamerou a pacientom je najvhodnejšia vzdialenosť 2 metre a zorné pole termokamery zachytáva výšku približne 1,5 metra.

Teplota je ďalším z podstatných faktorov pri meraní termokamerou. Ideálny rozdiel teploty je medzi 18 až 25 °C. V prípade nižšej teploty dochádza u človeka ku chveniu, ktorého príčinou je chlad a v prípade vyššej teploty dochádza k poteniu. Vhodné je merať v miestnosti bez techniky, pretože aj tá spôsobuje zmeny teploty v miestnosti a po dobu merania mať teplotu v miestnosti kontrolovanú teplomerom.

Ľudská koža produkuje teplo, ktoré do určitej miery ovplyvňujú napríklad aj cievy a orgány. Najčastejšími faktormi spôsobujúcimi stratu alebo nadbytok tepla bývajú rôzne kozmetické prípravky,

napríklad make-up, ďalej fajčenie, požívanie alkoholu alebo drogy, ktoré tiež ovplyvňujú kardiovaskulárny systém a teplotu v cievach a žilách. Je preto vhodné, aby sa pacient týmto faktorom vyhýbal aspoň jeden deň pred samotným meraním alebo o tom informoval lekára. Tiež je vhodné, aby meranú časť tela nezakrývalo oblečenie alebo iná vrstva zachytávajúca teplo. V poslednom kroku sa pacient posadí a ostane v kľudnej polohe minimálne 10 minút, čo je čas potrebný na ustálenie krvného tlaku.

Po ukončení merania prichádza archivácia termosnímkov. V dnešnej dobe je najvhodnejšou metódou archivácie snímkov ukladanie do počítača alebo na digitálne úložisko (USB kľúč, externý HDD). Výhodou je rýchly prístup aj zo vzdialených zariadení a možnosť editácie a úpravy snímky priamo v zariadení. Digitálne snímky navyše nestrácajú kvalitu, a tak je ich archivácia dlhodobá bez straty kvality.

## 4 Termografia v medicíne

V tejto časti práce je popísané využitie termografie v medicíne a jej odvetviach, využitie termokamery v zubnom lekárstve, definícia a vysvetlenie ľudského tela ako zdroja infračerveného žiarenia a lokalizovanie patologických nálezov pomocou termokamery v stomatológii.

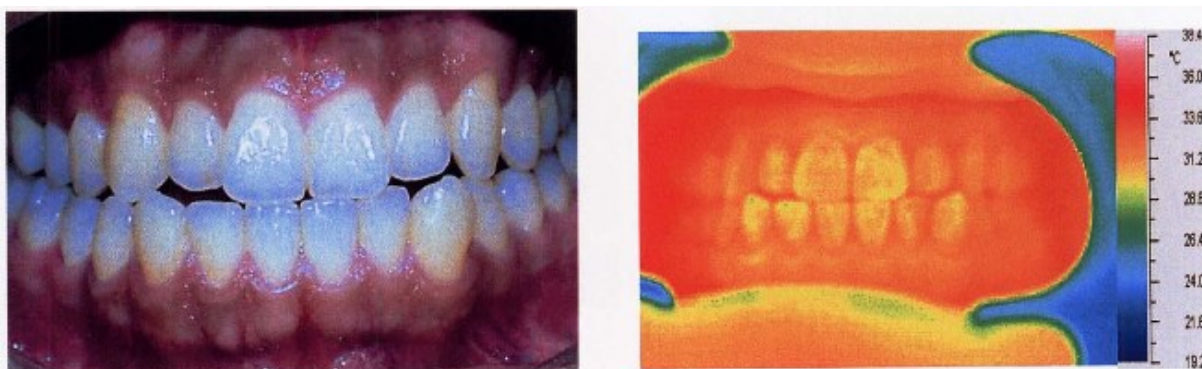
### 4.1 Využitie termokamery v medicíne

Termovízia je v medicíne a jej odvetviach čoraz rozšírenejšia hlavne pri určovaní zápalov a diagnóz. Vďaka termokamere dokážeme včas lokalizovať a určiť miesto pôvodu vzniku zápalu alebo patologického ložiska, ktoré má obecnne vyššiu teplotu ako okolie.

V súčasnej dobe sa termografia využíva napríklad v mamológii na lokalizovanie nádorových ochorení ženských prsníkov, v endokrinológii na prevenciu alebo lokalizovanie problémov so štítnou žľazou a v angiológii na zobrazenie kŕčových žíl (*varixov*).

Ďalším odvetvím s častým využitím termografie je športová medicína, kde dochádza hlavne ku kontrole a prevencii pred ochorením kĺbov, väzív a šliach. Včasné lokalizovanie zápalu môže predísť problémom a úrazom, ako napríklad natrhnutie väziva, šľachy alebo iného mäkkého tkaniva, ktorého poškodenie má väčšinou trvalé zdravotné následky [6].

V stomatológii sa termografia využíva predovšetkým na lokalizovanie zápalov ústnej dutiny, ako sú napríklad zápal dŕasien alebo na lokalizáciu nádorových ochorení.



Obrázok 4.1.1: Vľavo fotografia zubov, vpravo jej termografická snímka [15].

## 4.2 Ľudské telo ako zdroj infračerveného žiarenia

Organizmus ľudského tela si udržiava teplotu medzi 35,5 až 37,5 °C. Táto teplota je výsledkom rôznych biofyzikálnych a biochemických procesov, ktoré prebiehajú v ľudskom tele a úzko spolu súvisia [6].

Vzniknutím patologického stavu v ľudskom tele dôjde ku zvýšeniu teploty a narušeniu termoregulácie v jeho okolí. Tieto zmeny môžu mať miestne alebo celkové pôsobenie. V ľudskom tele sa však nachádzajú aj výnimky, ktorých teplota je vyššia ako teplota samotného ľudského organizmu. Medzi tieto výnimky patrí napríklad pečeň, ktorej teplota sa pohybuje niekde v okolí 40 °C a to z dôvodu vyššieho metabolizmu [6].

Vznik tepla v ľudskom organizme je z väčšej časti vedľajší efekt metabolických procesov a svalovej práce. Takmer polovica tepla vzniká vo vnútorných orgánoch. Teplotu organizmu môže však ovplyvniť aj zvýšená fyzická aktivita, okolité prostredie alebo menštruačný cyklus u žien [16].

## 4.3 Zmeny teploty ľudského tela

Ľudské telo a jeho teplota je závislá na prekrvení. V miestach, kde je väčšie zastúpenie kapilárneho a žilného riečiska sú orgány teplejšie, a naopak, kde je zastúpenie menšie, je teplota orgánov menšia. Tieto zmeny sa prejavujú na našej pokožke ako plastická mapa s teplotnými vzostupmi alebo poklesmi [6].

Dôsledkom zvýšenia teploty môže byť napríklad zvýšené prekrvenie meranej oblasti, zápalový alebo patologický proces alebo zmena fungovania metabolizmu. Naopak, pokles teploty spôsobujú problémy ako znížené prekrvenie meranej oblasti, zníženie metabolizmu alebo edém. Zmeny teploty však nemusia ovplyvňovať iba patologické a chorobné stavy, ale napríklad aj biologické rytmy ako vek alebo menštruačný cyklus [6].

## 4.4 Anatomická časť orofaciálnej časti hlavy

Ústna dutina sa z anatomického hľadiska delí na dve časti, a to ústna predsieň (*vestibulum oris*) a vlastná dutina ústna (*cavitas oralis*). Predsieň je štrbinový útvar, ktorý je z vonkajšej strany ohraničený perami (*labium oris*) a tvárou (*bucca*). Z vnútornej strany ju ohraničujú zubné oblúky (horný a dolný), ktoré obsahujú zuby a ďasnové výbežky, ktoré zároveň tvoria predelenie medzi predsieňou a vlastnou dutinou ústnou.

Vlastná dutina ústna je ohraničená zubnými oblúkmi a ďasnovými výbežkami. Vrchnú časť dutiny (strop) tvorí mäkké a tvrdé podnebie. Proti vchodu do hltanu tvoria ústnu dutinu zo strán podnebné oblúky, medzi ktorými sa nachádza podnebná mandľa. Prechod ústnej dutiny do hltanu tvorí hltanová úžina a spodnú časť dutiny tvoria hlavne svaly jazyka.



**Kosti** – ústnu dutinu tvorí horná a dolná čeľusť.

Horná čeľusť ohraničuje nosovú dutinu. Tvorí ju telo, čelný výbežok, ktorý spája hornú čeľusť s čelnou, nosnou a slznou kosťou. Ďalej sa tam nachádza jarmový výbežok, ktorý spája hornú čeľusť s lícnou kosťou a ďasnový výbežok, ktorý vytvára poloblúk a ten nadväzuje na alveolárny výbežok. V prednej časti hornej čeľuste je podočnicový otvor, cez ktorý vstupujú nervy a cievy. Hmota hornej čeľuste je zosilnená troma kostnými piliermi (lícny, špicový, krídlový), ktorých úlohou je prenášať žuvací tlak. Najväčšou časťou hornej čeľuste je čeľustná dutina, ktorá môže u dospelého človeka mať rozmery od 15 do 25 cm<sup>3</sup>.

Dolná čeľusť patrí medzi najsilnejšie z tvárových kostí. Je tvorená z parabolicky zakriveného tela dolnej čeľuste, ktorá pod rôznym uhlom prechádza do párovej vetvy čeľuste. V hornej časti čeľuste je ďasnový výbežok, kde sa nachádzajú zuby dolnej čeľuste. Telo dolnej čeľuste je tvorené vystupujúcim bradovým vyklenutím a to vybieha v hrbolce. V premolárovej časti sa nachádza bradový otvor, ktorý je vyústením kanálu dolnej čeľuste. Uprostred strednej časti tela dolnej čeľuste sa nachádza bradový trň a v jeho okolí je jamka a šikmá hrana, ktorá oddeľuje hornú jamku od hlbšej dolnej jamky. Vetva dolnej čeľusti vytvára dva výbežky, a to dorzálny klbový výbežok, ten vybieha v hlavičku a kľčok. Ventrálny výbežok tvorí šikmá čiara, ktorej predný okraj sa dá nahmatať cez sliznicu ústnu. Z mediálnej strany zbieha hrana a za treťou stoličkou tieto hrany vymedzujú trojuholníkový priestor.

Tvrdé podnebie je tvorené podnebnou kosťou a v prednej časti sa nachádza nepárová medzičeľusť. Ďalej ju tvoria podnebné výbežky horných čeľustí, ktoré sa pripojujú na horizontálne platničky. V zadnej časti ukončuje tvrdé podnebie kosťový trň.

**Svaly** orofaciálnej sústavy delíme na žuvacie svaly, tie slúžia predovšetkým na pohyb dolnej čeľuste a patria tu: žuvací sval (*musculus masseter*), spánkový sval (*musculus temporalis*), bočný krídlový sval (*musculus pterygoideus lateralis*) a stredný krídlový sval (*musculus pterygoideus medialis*). Ďalšou kategóriou sú svaly mimické. Tie sú uložené prevažne v podkoží tváre a ich úlohou je pohybovať väčšinou otvorových častí hlavy, ktoré môžu otvárať, zatvárať alebo meniť ich tvar. Rozdeľujú sa na:

- svaly lebečnej klenby – záhlavno-čelový sval (*musculus occipitofrontalis*) a spánkovo-temenný sval (*musculus temporoparietalis*),
- svaly viečok – očný kruhový sval (*musculus orbicularis oculi*), zdvíhač horného viečka (*musculus levator palpebrae superioris*) a sťahovač obočia (*musculus corrugator supercilii*),
- svaly nosu – nosový sval (*musculus nasalis*), tlačovač priehradky (*musculus depressor septi nasi*), a zdvíhač hornej pery a nosového krídla (*musculus levator labii superior et alae nasi*),
- svaly úst – jarmový väčší a menší sval (*musculus zygomaticus major et minor*), zdvíhač hornej pery (*musculus levator labii superioris*), zdvíhač kútika úst (*musculus levator anguli oris*), bradový sval (*musculus mentalis*), sťahovač hornej pery (*musculus depressor labii inferioris*), sťahovač kútika úst (*musculus depressor anguli oris*), smiechový sval (*musculus risorius*), ústny kruhový sval (*musculus orbicularis oris*) a trubačský sval (*musculus buccinator*).

Na povrchu sa nachádza koža. Tá je tvorená tromi vrstvami, a to pokožkou (*epidermis*), škárou (*dermis*) a podkožím (*subcutis*).

**Pokožka** – je tvorená hlavne epitelovými bunkami (keratinocyty) ale aj melanocyty, bunkami imunitného systému alebo vláknami nervového systému. Ďalej ju tvorí 5 vrstiev, a to **regeneračná** (*stratum basale*) – obnovuje keratinocyty, **spinocelulárna** (*stratum spinosum*) – spája keratinocyty určitými štruktúrami do tvaru siete, **granulačná** (*stratum granulosum*) – keratinocyty v tejto vrstve obsahujú granuly keratohyalínu, **svetlo-lámajúca vrstva** (*stratum lucidum*) – je veľmi tenká a nedajú sa tu rozoznať bunkové jadrá ani ohraničenia, **zrohovatená** (*stratum corneum*) – spája zrohovatené bunky z keratinocytov so substanciami kože na šupiny, ktoré sa potom odlupujú.

**Zamša** – delí sa na dve vrstvy: **papilárnu** (*stratum papillare*), tá susedí s epidermou a **vláknitú** (*stratum reticulare*), ktorá susedí z podkožím. Škára je tvorená hustou sieťou kolagénnych a elastických vlákien, ktoré jej dávajú pevnosť a pružnosť. Nachádzajú sa v nej tiež krvné a lymfatické cievy, množstvo žliaz alebo bunky imunitnej obrany.

**Podkožie** – je tvorené z tukového a väzivového tkaniva. Slúži ako zásobáreň tukov a izolátor tepla. Dochádza v ňom ku tvorbe edémov.

## **5 Návrh riešenia bakalárskej práce**

Táto časť práce sa zaoberá návrhom riešenia jednotlivých častí bakalárskej práce a následným vyhodnotením a spracovaním jej výsledkov.

### **5.1 Meranie pacientov**

Pomocou termokamery značky FLIR model E50 bude nasnímaná orofaciálna časť radovo desiatok pacientov z prednej, z ľavej a z pravej strany. Pri meraní budú použité výrobcom odporúčané parametre a nastavenia termokamery, emisivita na hodnotu 0.98 a doporučená vzdialenosť medzi kamerou a subjektom jeden meter (viď kapitola Princíp snímania termokamerou). Pozadie bude tvorené bielou stenou so stálou teplotou. Teplota v meracej miestnosti bude približne 22 °C. Výsledné termografické záznamy sa budú ukladať v obrázkovej forme na úložné zariadenie pre ďalšie spracovanie.

### **5.2 Vytvorenie zobrazovacieho programu**

Pre jednoduchšie zobrazovanie termografických záznamov bude vytvorený program s názvom ThermalViewer, ktorý bude slúžiť ako prehliadač so základnými informáciami ku každému pacientovi (vek, pohlavie, ...). Program bude vytvorený v programovacom jazyku C# a finálna verzia sa bude spúšťať na počítači ako \*.exe súbor.

### **5.3 Spracovanie snímok**

Na základe vyplnených formulárov, v ktorých pacienti uvádzajú konkrétne zdravotné problémy v orofaciálnej časti, budú výsledné termografické záznamy jednotlivo porovnávané medzi sebou a s röntgenovými záznamami, ktoré indikujú zdravotné a patologické problémy v stomatológii. Na základe vyhodnotených záznamov a poznatkov sa potom určí, ktoré patologické zmeny a procesy v ústnej dutine je možné jednoznačne lokalizovať pomocou termokamery.

## 6 Praktická časť bakalárskej práce

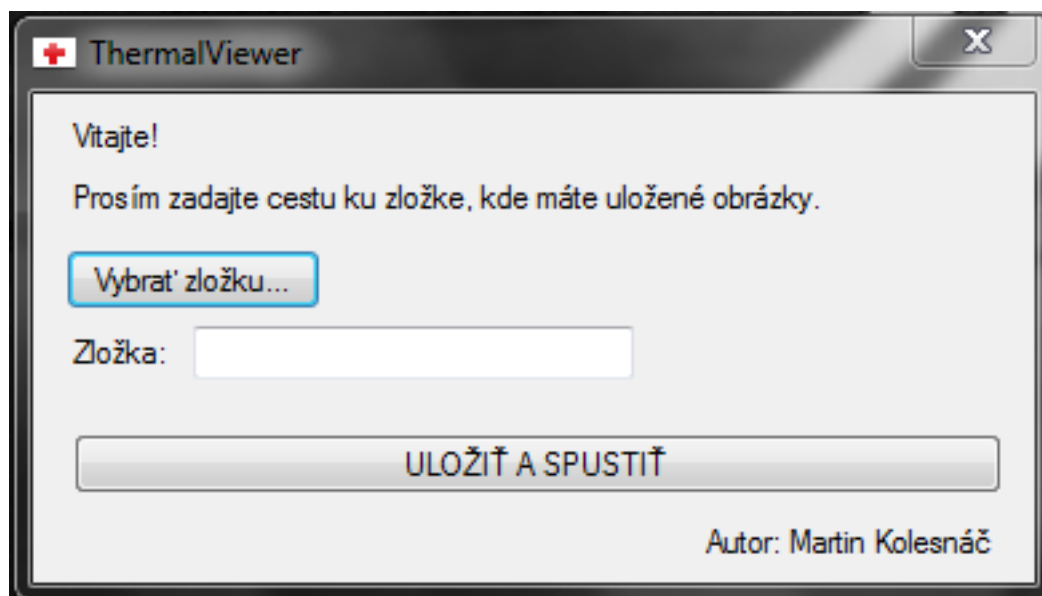
Praktická časť je zameraná na snímanie pacientov pomocou termokamery a následného vyhodnocovania jednotlivých snímok. Pre lepšiu orientáciu pri vyhodnocovaní posluží program s názvom ThermalViewer.

### 6.1 Program na zobrazovanie termosnímkov

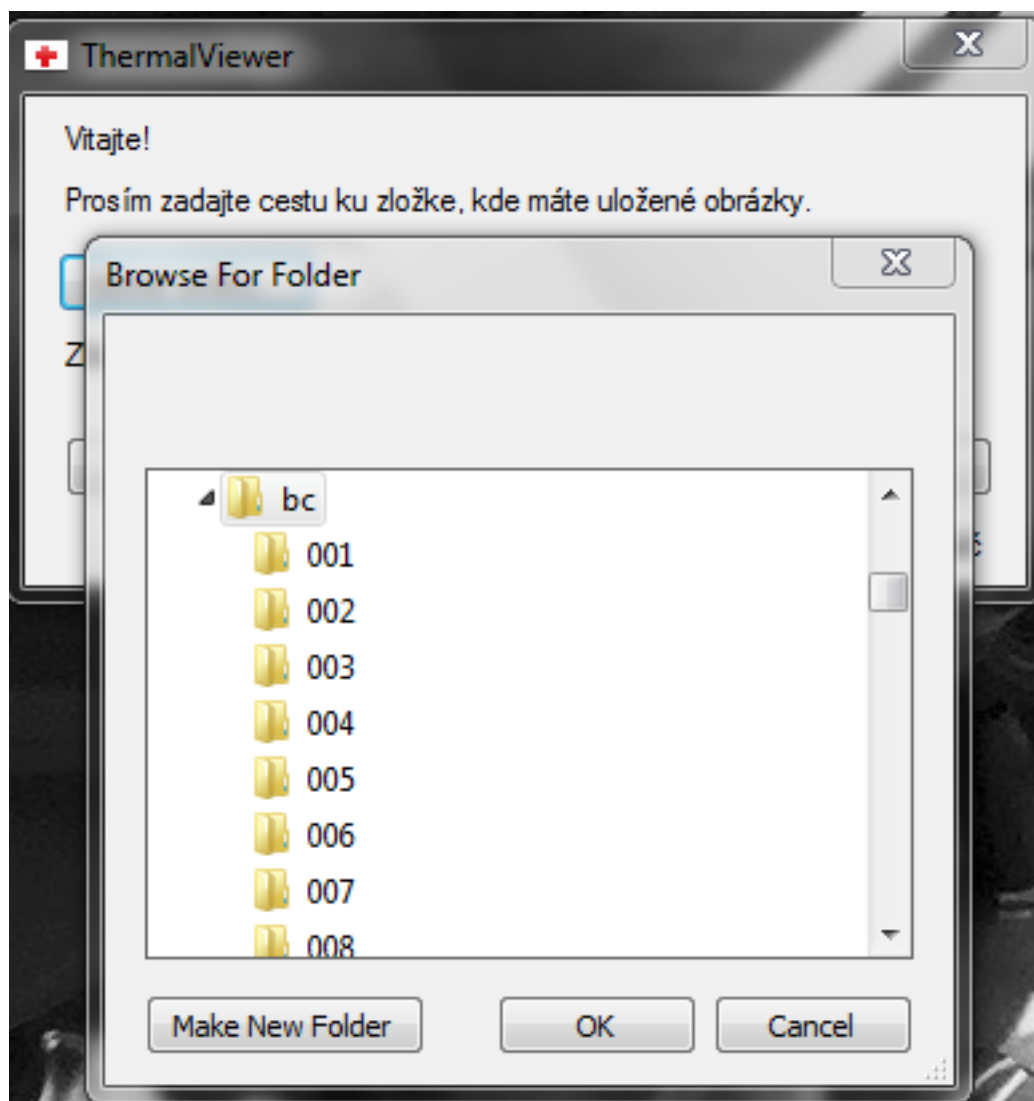
Program ThermalViewer je aplikácia vytvorená na prezeranie a uľahčenie vyhodnocovania viacerých snímok zaznamenaných pomocou termokamery. Je vytvorený v programovacom jazyku C# a kompatibilný s operačným systémom Windows.

Program dokáže zobrazit' jednu, dve alebo tri snímky v jednom okne. Zároveň poskytuje informácie o prezeranom pacientovi, ktoré môžu prispieť ku presnejšej diagnóze.

Pri prvom spustení programu vyskočí okno, v ktorom si používateľ musí zvoliť adresár, v ktorom sú nahraté snímky, ktoré chce zobrazit' (viď Obrázok 6.1.1: Okno na výber cesty ku snímkam a Obrázok 6.1.2: Výber zložky, ktorá obsahuje snímky pacientov). Po načítaní a uložení cesty si program automaticky uloží cestu v registroch a pri opätovnom spustení tak už netreba cestu znovu zadávať.

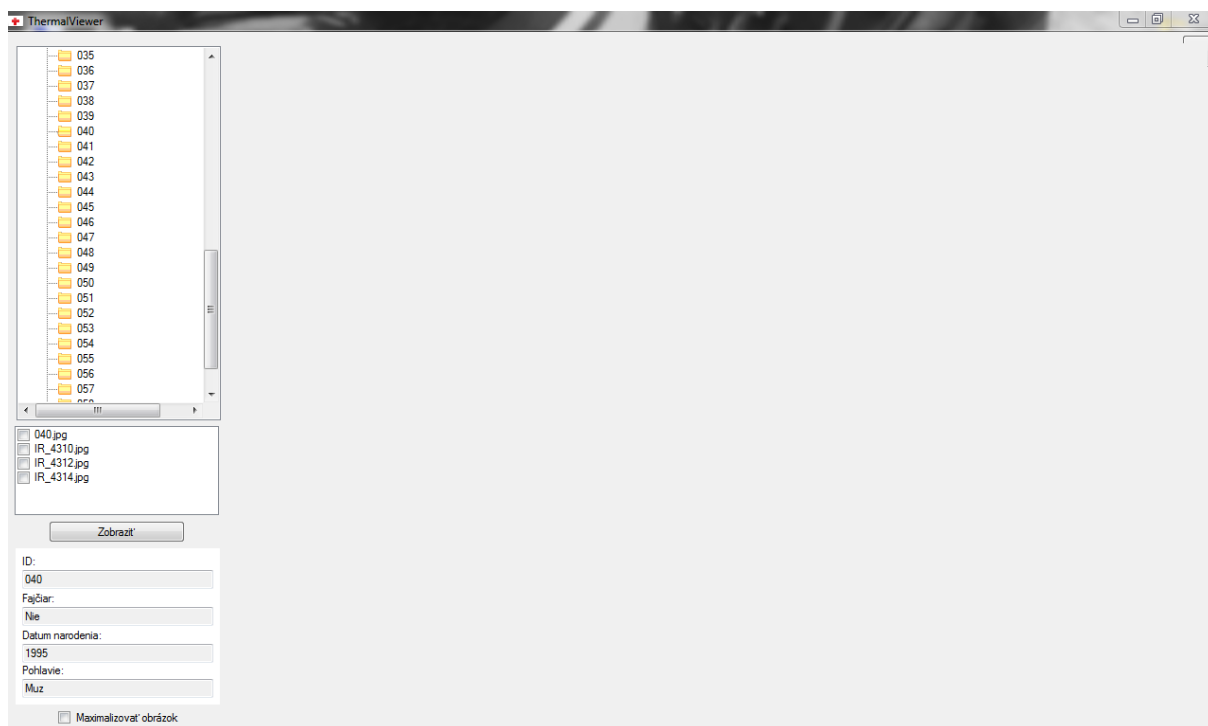


Obrázok 6.1.1: Okno na výber cesty ku snímkam.



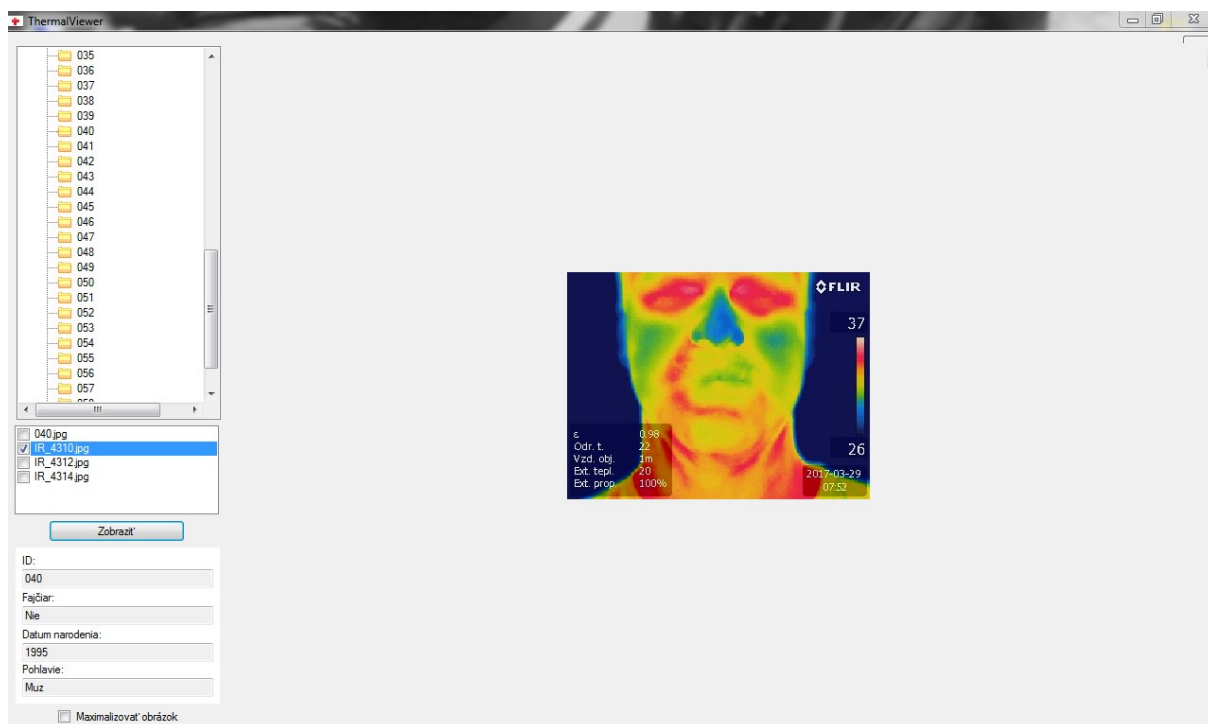
*Obrázok 6.1.2: Výber zložky, ktorá obsahuje snímky pacientov.*

Hlavné okno programu (viď Obrázok 6.1.3: Úvodné okno programu) je rozdelené na tri časti. Na ľavej strane hore je zoznam pacientov a ich zložky, v ktorých sú jednotlivé snímky. Obsah zložky sa po otvorení zobrazí v okne pod zoznamom pacientov. Tu si môže používateľ vybrať, koľko snímok chce zobrazit', a takisto tu uvidí základné informácie o zobrazenom pacientovi ako jeho ID, pohlavie, dátum narodenia alebo informáciu či je fajčiar alebo nie.

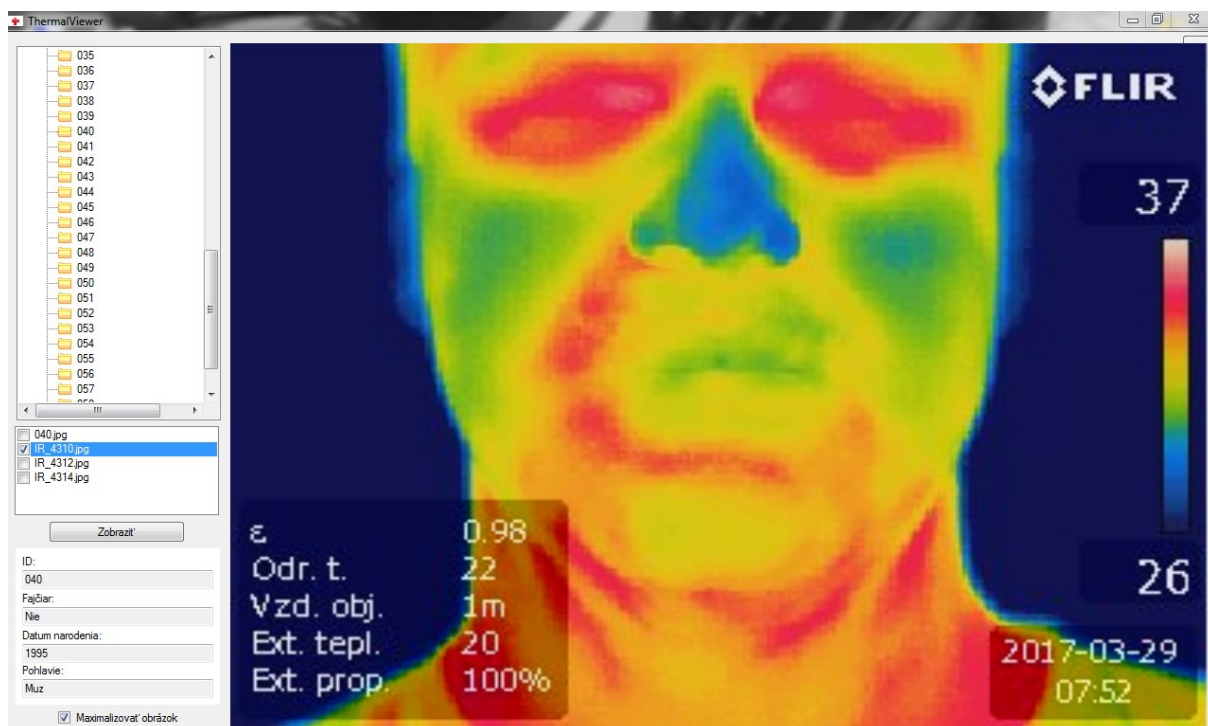


*Obrázok 6.1.3: Úvodné okno programu.*

V prípade, že si používateľ zvolí na výber jednu fotografiu, zobrazí sa v pôvodnom okne (viď Obrázok 6.1.4: Zobrazenie jednej snímky). Toto zobrazenie má aj funkciu zväčšenia obrázku po zaškrtnutí políčka „Maximalizovať obrázok“ v ľavom dolnom rohu (viď Obrázok 6.1.5: Efekt priblíženia pri jednej snímke).

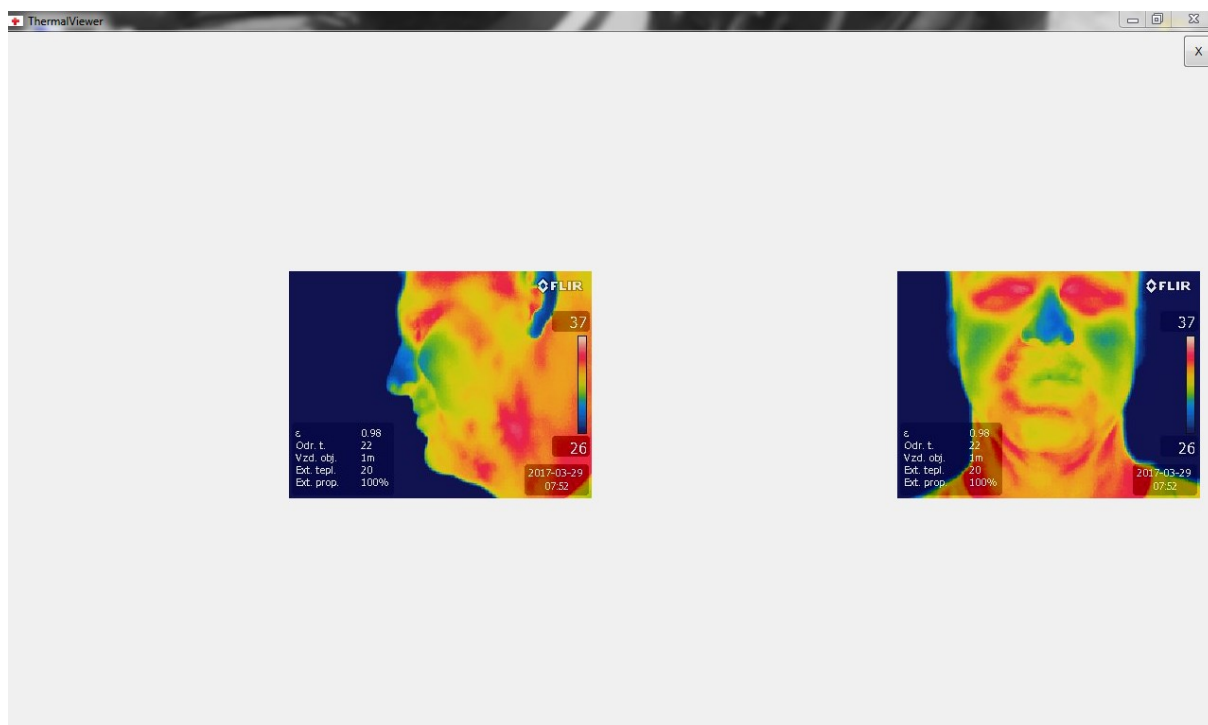


*Obrázok 6.1.4: Zobrazenie jednej snímky.*

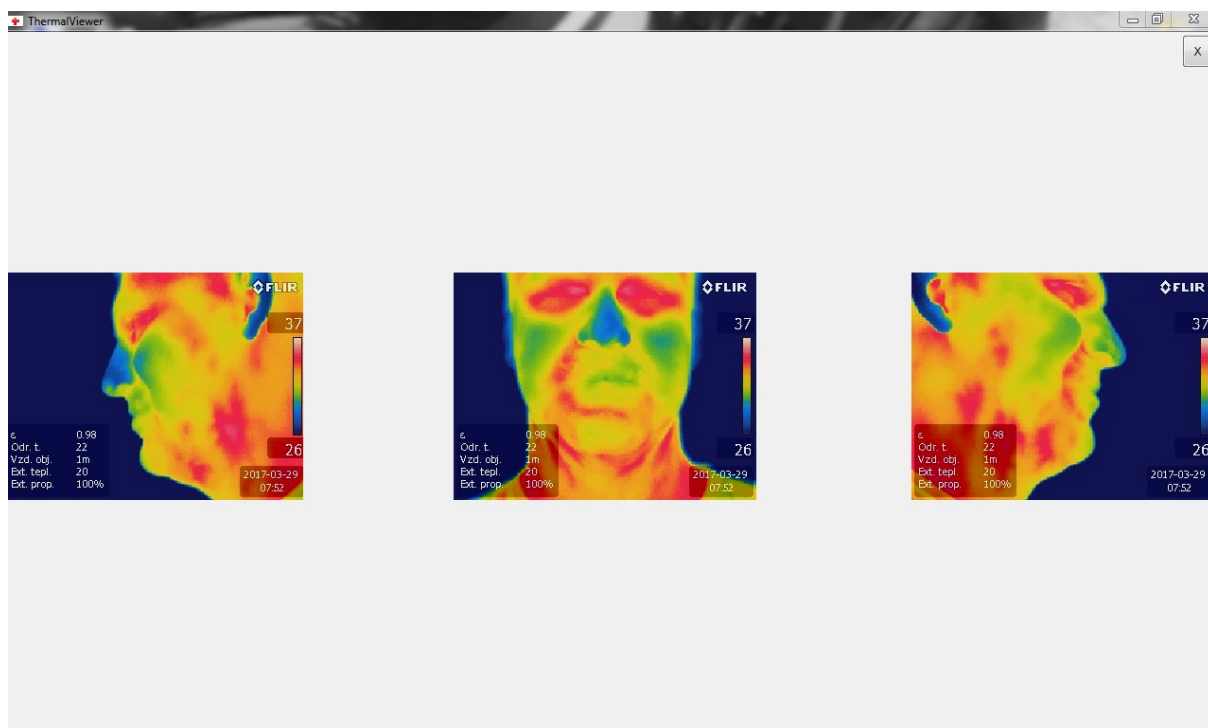


Obrázok 6.1.5: Efekt približenia pri jednej snímke.

Používateľ si môže zobrazit' v jednom okne maximálne tri snímky (viď Obrázok 6.1.7: Zobrazenie troch snímok). V prípade, že si používateľ vyberie zobrazit' dve (viď Obrázok 6.1.6: Zobrazenie dvoch snímok) a viac snímok, zobrazia sa v samostatnom okne. Po zatvorení okna sa používateľ vráti do úvodného okna programu (viď Obrázok 6.1.3: Úvodné okno programu).



Obrázok 6.1.6: Zobrazenie dvoch snímok.



*Obrázok 6.1.7: Zobrazenie troch snímok.*

Celý zdrojový kód programu ThermalViewer je dostupný v Samostatná príloha č. 1 – CD s programom ThermalViewer.



## **6.2 Meranie pacientov**

Merania sa zúčastnilo celkovo 61 pacientov. Meranie prebehlo v laboratórnych učebniach s priemernou teplotou 22 °C. Každý z pacientov vyplnil predpripravený dotazník (vid' Obrázok 6.2.1: Dotazník a informovaný súhlas), v ktorom uviedol svoje osobné údaje, rok narodenia, vzťah ku fajčeniu a periodicitu preventívnych prehliadok u svojho stomatológa.

## ZÁZNAM O MĚŘENÍ A SOUHLAS SE ZPRACOVÁNÍM OSOBNÍCH ÚDAJŮ

Vyplněním tohoto formuláře dáváte souhlas se zpracováním osobních údajů a grafických výstupů pořízených termokamerou FLIR E50 pro účely bakalářské práce „Možnosti lokalizace patologických procesů pomocí termokamery“.

Předmětem měření je obličejová část, měření je bezkontaktní a nebolestivé. Měření trvá přibližně 3 minuty.

Údaje v tomto formuláři označené hvězdičkou nebudou veřejně dostupné a slouží výhradně pro identifikaci a případné zpětné kontaktování probanda.

Osobní údaje (vyplní proband):

*Jméno a příjmení	Kód probanda (nevypíňujte):
*Kontakt (email nebo telefon):	Rok narození:
Aktuální potíže (například pocity bolesti v oblasti ústní dutiny, zubní kazy, zvýšená teplota, ...):	
Chronické (dlouhodobé) nemoci:	
Užíváte nějaké léky? Pokud ano, uveďte jejich název a přibližnou dobu jejich užívání:	
Navštěvujete pravidelně stomatologa (v rámci preventivních prohlídek)? Pokud ano, kolikrát. <div style="display: flex; justify-content: space-around;"><div>ANO 1x ročně 2x ročně</div><div>NE</div></div>	
Poslední prohlídka u stomatologa byla v roce _____	
Kouříte? <div style="display: flex; justify-content: space-around;"><div>ANO</div><div>NE</div></div>	

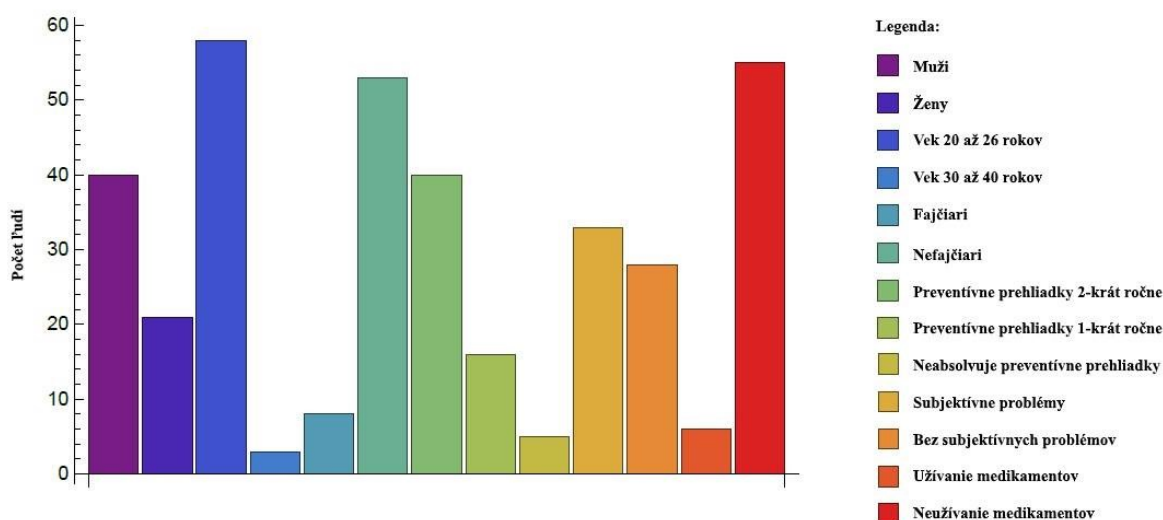
Svým podpisem souhlasíte se zpracováním osobních údajů a jejich zveřejněním (neplatí pro části označené \*) v bakalářské práci, případně v jiné publikační činnosti.

Váš podpis: \_\_\_\_\_

Obrázok 6.2.1: Dotazník a informovaný súhlas

Zo získaných informácií v dotazníku vyšlo, že 41 pacientov bolo pohlavia mužského a 21 ženského. Rozmedzie dátumu narodenia sa pohybovalo od roku 1978 až po rok narodenia 1997. Najviac

z nameraných pacientov bolo narodených v roku 1996 (18). V skupine meraných pacientov sa vyskytovalo 53 nefajčiarov a 8 fajčiarov. 56 pacientov sa zúčastňuje pravidelných preventívnych prehliadok u svojho stomatológa, z toho 40 pacientov dvakrát ročne a 16 pacientov jedenkrát ročne. Pravidelných preventívnych prehliadok sa zo skupiny meraných pacientov nezúčastňuje 5 ľudí. Detailné štatistiky rozdelenia pacientov sú uvedené v tabuľkách nižšie a v priloženom grafe.



Obrázek 6.2.2: Graf rozdeľujúci počty pacientov do jednotlivých kategórií.

Tabuľka 6.2.1: Rozdelenie pacientov podľa pohlavia.

Pohlavie	Počet
Muži	40
Ženy	21

Tabuľka 6.2.2: Rozdelenie pacientov podľa fajčiara/nefajčiara.

Fajčiari	Počet
Áno	8
Nie	53

Tabuľka 6.2.3: Rozdelenie pacientov podľa užívania medikamentov.

Užívanie medikamentov	Počet
Áno	6
Nie	55

*Tabuľka 6.2.4: Rozdelenie pacientov podľa subjektívnych problémov.*

<b>Subjektívne problémy</b>	<b>Počet</b>
Áno	33
Nie	28

*Tabuľka 6.2.5: Rozdelenie pacientov podľa absolvovania pravidelných preventívnych prehliadok.*

<b>Pravidelné preventívne prehliadky</b>	<b>Počet</b>
Áno	56
Nie	5

*Tabuľka 6.2.6: Rozdelenie pacientov podľa periodicity prehliadok u stomatologa.*

<b>Periodicita prehliadok</b>	<b>Počet</b>
1-krát	16
2-krát	40

*Tabuľka 6.2.7: Rozdelenie pacientov podľa roku narodenia.*

<b>Rok narodenia</b>	<b>Počet</b>
1978	1
1984	1
1987	1
1991	2
1992	2
1993	1
1994	13
1995	8
1996	18
1997	14

Zoznam všetkých termosnímkov jednotlivých pacientov s ich ID je uvedený v Samostatná príloha č. 2 – Termosnímkový pacientov, ktorá je v bakalárskej práci ako samostatná časť.

### 6.3 Kazuistika

Nasledujúce snímky a ich porovnania demonštrujú, že lokalizovanie patologických procesov pomocou termokamery je funkčná metóda. Avšak pri meraní termokamerou môže dôjsť ku skresleniu teploty, napríklad požitím teplých nápojov, make-upu alebo iných vedľajších faktorov. Je preto dôležité tieto termosnímky porovnať s inými metódami používanými v stomatológii ako napríklad röntgenové vyšetrenie alebo vyšetrenie počítačovou tomografiou, ktoré nám v kombinácii s termálnou snímkou pomôžu potvrdiť a lokalizovať patologický nález.

Pacient s ID 061, ktorého snímky sú uvedené nižšie, trpí dvoma radikulárnymi cystami, ktoré vychádzajú z koreňa zubu, konkrétne z prednej stoličky na pravej strane ústnej dutiny. Cysty majú veľkosť približne 5 milimetrov a smerujú od koreňa zubu hore ku dnu čelustnej dutiny. Táto diagnóza bola stanovená stomatológom po vyšetrení a absolvovaní zubného röntgenu (OPG) a počítačovej tomografie (CT). Výsledné snímky sú uvedené nižšie.

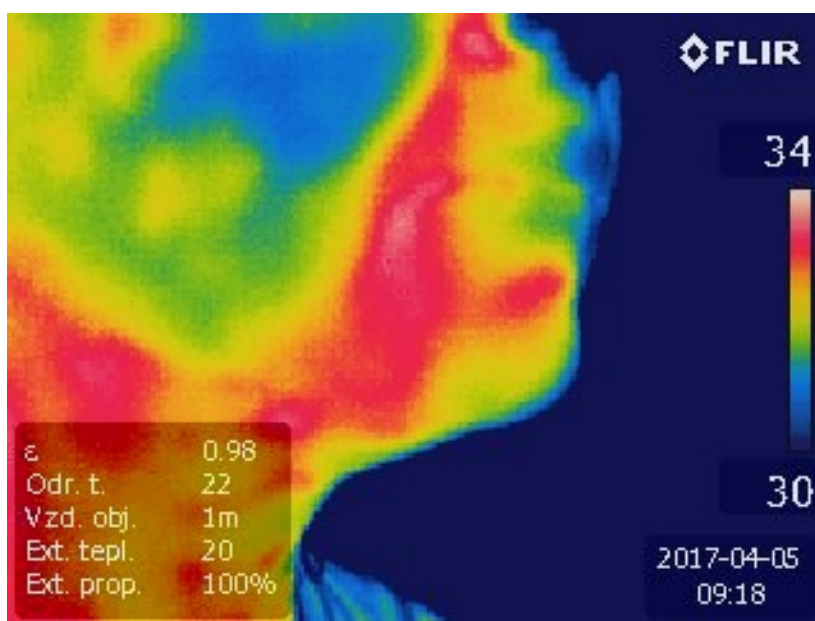


*Obrázok 6.3.1: Snímka pacienta vytvorená pomocou počítačovej tomografie.*



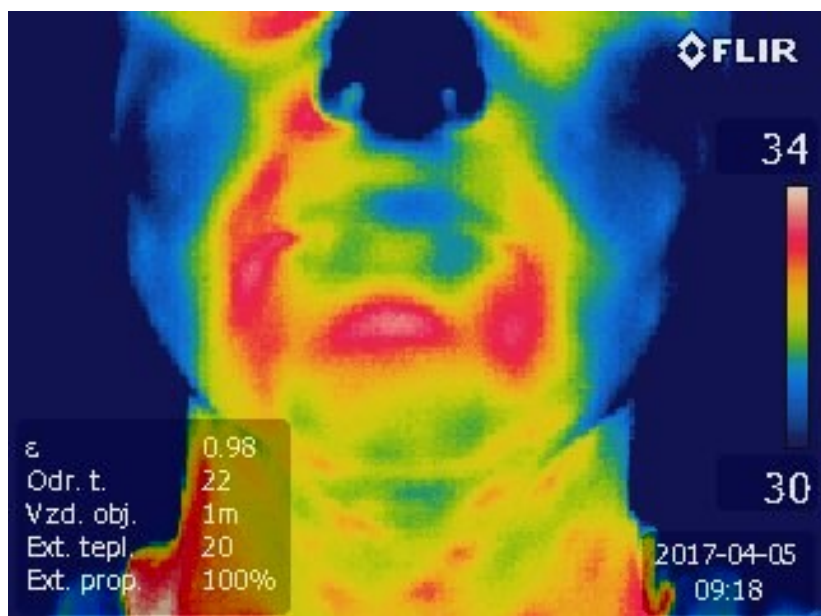
*Obrázok 6.3.2: Snímka pacienta vytvorená pomocou röntgenu*

Pomocou termokamery sme túto diagnózu naozaj zaznamenali, a vďaka relevantným dôkazom (OPG, CT) uvedeným vyššie, ju môžeme skutočne potvrdiť. Pri preskúmaní termálnych snímok uvedených nižšie (vid' Obrázok 6.3.3: Snímka pacienta vytvorená pomocou termálnej kamery (pravá strana)) je vidieť zvýšenú teplotu v pravej časti tváre, konkrétne v oblasti od zubov ku nosu, čo zodpovedá nami lokalizovaným cystám. Ľavá strana tváre (vid' Obrázok 6.3.5: Snímka pacienta vytvorená pomocou termálnej kamery (ľavá strana)) je bez teplotných zmien a mala by teda byť bez patologických nálezov.

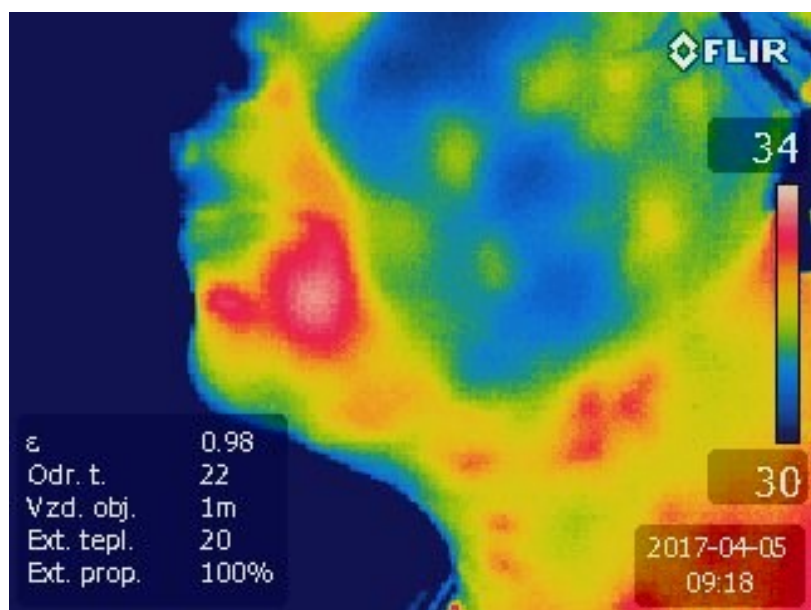


*Obrázok 6.3.3: Snímka pacienta vytvorená pomocou termálnej kamery (pravá strana).*





Obrázok 6.3.4: Snímka pacienta vytvorená pomocou termálnej kamery (celá tvár).



Obrázok 6.3.5: Snímka pacienta vytvorená pomocou termálnej kamery (ľavá strana).

## 6.4 Výber suspektných nálezov

Zo všetkých 61 zúčastnených osôb bolo vybraných viacero pacientov so suspektnými nálezmi na ich termosníkach, ktoré boli neskôr verifikované s vyplnenými dotazníkmi. Išlo o pacientov s ID 002, 006, 012, 013, 014, 017, 020, 021, 022, 024, 025, 026, 027, 028, 030, 036, 038, 040, 041, 043, 048, 051, 052, 056, 057 a pacienta s ID 061, ktorého kazuistika je podrobne rozoberaná v kapitole 6.3.

Pacient s ID 002 uviedol, že trpí občasnými bolesťami v mandibulárnej oblasti z dôvodu rastu spodných osmičiek. Podobne na tom bol aj pacient s ID 012, ktorý uviedol prerezávanie takisto tretích molárov, avšak bez upresnenia lokácie. U pacienta s ID 017 je podľa dotazníka prítomný Gilbertov syndróm (morbus Gilbert, juvenilná žltáčka, intermitentná hyperbilirubinémia), avšak spojitosť so zmenou teploty v oblasti orofaciálnej sústavy vplyvom tejto choroby nebola bližšie preskúmaná. Pacienti s ID 021, 026 a 027 vo svojom dotazníku uviedli ako aktuálny zdravotný problém nádchu. Pacient s ID 024 uviedol ako problém aftu na bukálnej sliznici, avšak tiež bez presnej stranovej lokácie. Pacient s ID 025 uviedol zubný kaz a rhinitis, čomu odpovedá aj termálna snímka priradená tomuto pacientovi. Pacient s ID 028 takisto uvádzal bolesť v súvislosťou s prerezávaním tretieho moláru, miesto nelokalizoval, avšak zo snímky z termokamery je to jednoznačne preukázateľné. Pacient s ID 038 uvádzal niekoľko zubných kazov a problémy s čeľustným kĺbom, termosníma je však neostrá a zle hodnotiteľná. Pacient s ID 041 uvádzal silnú bolesť v zadnej časti hornej čeľuste. Lokalizácia je preukázateľná aj z termosnímkou. Pacient s ID 043 uvádzal, že mal extrahované všetky štyri tretie moláre. Snímka z termokamery naznačuje jednostranný problém v mandibulárnej časti. Pacient s ID 052 uvádzal ortodontické liečenie. Pacient s ID 056 uvádzal časté krvácanie z ďasien, čo by mohlo odpovedať paradontologickému procesu v počiatočnom štádiu. Z termosnímkou to však presne nejde určiť. Pacient s ID 057 uvádza zubný kaz, bližšie nešpecifikoval, ale z termosnímkou je možnosť lokalizácie.

Pacienti s ID 006, 013, 014, 020, 030, 036, 040 a 051 v dotazníku neuvádzali žiadne zdravotné problémy, avšak na termálnych snímkach sú viditeľné teplotné zmeny.

Pacienti s ID 041 a 048 budú ďalej prednostne vyšetrení v stomatologickej ordinácii, kde im budú vytvorené ortopantografické snímky (OPG) a postupne budú všetky ich suspektné nálezy vyšetrené stomatológom.



## 7 Záver

Cieľom tejto bakalárskej práce bolo overiť možnosti lokalizácie patologických procesov v oblasti ústnej dutiny pomocou termokamery. V teoretickej časti práce bol čitateľ zoznámený s konštrukčným riešením termokamery, princípom jej fungovania a jej správnym nastavením. Tiež sa tu zoznámil s informáciami o pravidlách a podmienkach merania termokamerou, prípravou vhodnej miestnosti a prípravou pacienta pred meraním.

Praktická časť práce sa skladala z merania orofaciálnej časti signifikantnému počtu pacientov. Fotenie prebiehalo v laboratórnej učebni s priemernou izbovou teplotou. Snímalo sa pomocou termokamery FLIR E50 z troch strán, z pravej, z ľavej a celá tvár z prednej časti. Tieto snímky môžu poslúžiť na neskoršie vyhodnocovanie termálnych zmien v oblasti tváre alebo na porovnávanie metódy s inými možnosťami pre lokalizáciu patologických nálezov. Jedna z vybraných snímok bola následne porovnávaná s diagnózou stanovenou zubným lekárom a priloženými snímkami z röntgenu a počítačovej tomografie.

Pri porovnávaní termálnej snímky s ďalšími lokalizačnými metódami je vidieť, že lokalizácia patologických procesov pomocou termokamery je metóda vhodná na použitie v stomatológii. Touto metódou nedokážeme síce presne určiť o aký patologický jav sa jedná, zmeny teploty nám však môžu prezradiť výskyt patologického javu. Ďalej je na stomatológovi, aby určil ďalší postup diagnostiky patologického nálezu a určil presnú diagnózu.

Metóda lokalizácie patologických procesov pomocou termokamery je bezpečná a vhodná aj zo zdravotného hľadiska. Pri vyšetrení pacient nemusí podstupovať rôzne dávky rádioaktívneho žiarenia ako napríklad pri diagnostike pomocou ortopantomogramu (OPG) alebo počítačovej tomografie (CT). Výhodou metódy je aj jej časová náročnosť. Jedná sa totiž o metódu neinvazívnu a bezdotykovú, pomocou ktorej by stomatológ vedel za malý okamih určiť teplotné zmeny v oblasti ústnej dutiny a následne vyhodnotiť ďalší postup a venovať zvýšenú pozornosť kontrole na konkrétnej časti ústnej dutiny.

Problémom pri vyšetrení môžu však byť skreslené výsledky pacientov zapríčinené rôznymi sekundárnymi vplyvmi ako napríklad príchod pacienta zo studeného prostredia, požitie teplých nápojov pred vyšetrením alebo napríklad aj dlhé fúzy u mužov či použitie make-upu u žien. Ďalšou nevýhodou môže byť vyššia cena termálnych kamier. Základné termokamery s nižším rozlíšením začínajú na cenách od 900 eur do približne 8 000 eur a profesionálne kamery s vysokým rozlíšením a kvalitnejším záznamom sa môžu pohybovať v cenách až okolo 15 000 eur.

## Použitá literatura

- [1] ANBAR, M, BM GRATT a D HONG. Thermology and facial telethermography: Part I: History and technical review. *Dentomaxillofacial Radiology*. Stockton Press, 1998, **1998**(27), 61-67.
- [2] GRATT, B M a M ANBAR. Thermology and facial telethermography: Part II. Current and future clinical applications in dentistry. *Dentomaxillofacial Radiology* [online]. **27**(2), 68-74 [cit. 2016-03-23]. DOI: 10.1038/sj.dmfr.4600324. ISSN 0250832x.
- [3] RING, E. F. J. a K. AMMER. Infrared thermal imaging in medicine. *PHYSIOLOGICAL MEASUREMENT* [online]. 2012, 33 - 46 [cit. 2016-04-07]. DOI: 10.1088/0967-3334/33/3/R33.
- [4] RAJMANOVA, P., P. NUDZIKOVA a D. VALA. Application and Technology of Thermal Imagine Camera in Medicine. *IFAC-PapersOnLine* [online]. 2015, **48**(4), 492-497 [cit. 2017-04-26]. DOI: 10.1016/j.ifacol.2015.07.083. ISSN 24058963. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S2405896315008587>
- [5] FLUKE a Robert BAYER. Úvod do principů termografie. 63 s. Dostupné také z: [https://www.vutbr.cz/www\\_base/zav\\_prace\\_soubor\\_verejne.php?file\\_id=65646](https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=65646)
- [6] MARYŠKOVÁ, Helena. *Termografie ve sportovní medicíně*. Brno, 2007, 46 s. Dostupné také z: [https://is.muni.cz/th/142850/fsps\\_b/Termografie\\_ve\\_sportovni\\_medicine](https://is.muni.cz/th/142850/fsps_b/Termografie_ve_sportovni_medicine). Bakalářská práce. Masarykova univerzita, Fakulta sportovních studií. Vedoucí práce Jan Novotný.
- [7] KADLEC, Karel. *BEZDOTYKOVÉ MĚŘENÍ TEPLoty: Příprava na práci v laboratoři*. Praha, 2009, 22 s. Dostupné také z: <https://ufmt.vscht.cz/index.php/cs/2-uncategorised/126-publikacni-cinnost-karel-kadlec>
- [8] REICHL, Jaroslav. *Záření absolutně černého tělesa :: MEF* [online]. 2006 [cit. 2016-10-17]. Dostupné z: <http://fyzika.jreichl.com/main.article/view/538-zareni-absolutne-cerneho-telesa>
- [9] *Termokamera.cz Tabulka emisivit - Termokamera.cz | Průvodcem světem termokamer* [online]. [cit. 2016-10-17]. Dostupné z: <http://www.termokamera.cz/tabulka-emisivit/>
- [10] Wienův posunovací zákon. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2015 [cit. 2016-10-17]. Dostupné z: [https://cs.wikipedia.org/wiki/Wien%C5%AFv\\_posunovac%C3%AD\\_z%C3%A1kon](https://cs.wikipedia.org/wiki/Wien%C5%AFv_posunovac%C3%AD_z%C3%A1kon)
- [11] Planckův vyzařovací zákon. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2016 [cit. 2016-10-17]. Dostupné z: [https://cs.wikipedia.org/wiki/Planck%C5%AFv\\_vyza%C5%99ovac%C3%AD\\_z%C3%A1kon](https://cs.wikipedia.org/wiki/Planck%C5%AFv_vyza%C5%99ovac%C3%AD_z%C3%A1kon)
- [12] Stefanův-Boltzmannův zákon. In: *Wikipedia: the free encyclopedia* [online]. San Francisco (CA): Wikimedia Foundation, 2016 [cit. 2016-10-17]. Dostupné z: [https://cs.wikipedia.org/wiki/Stefan%C5%AFv-Boltzmann%C5%AFv\\_z%C3%A1kon](https://cs.wikipedia.org/wiki/Stefan%C5%AFv-Boltzmann%C5%AFv_z%C3%A1kon)
- [13] Termokamera FLIR E40, FLIR E50 a FLIR E60. *FLIR* [online]. 2014 [cit. 2016-10-17]. Dostupné z: <http://www.termokamery-flir.sk/termokamera-flir-e40-e50-e60/>

- [14] RING, E F J. The technique of infrared imaging in medicine. *Infrared Imaging* [online]. IOP Publishing, 2015 [cit. 2016-10-17]. DOI: 10.1088/978-0-7503-1143-4ch1. ISBN 978-0-7503-1143-4. Dostupné z: <http://iopscience.iop.org/chapter/978-0-7503-1143-4/bk978-0-7503-1143-4ch1>
- [15] KOMORIYAMA, Manabu et al. Application of Thermography in Dentistry. *Dental Material Journals* [online]. 2003, 436 - 443 [cit. 2016-10-17]. Dostupné z: [https://www.jstage.jst.go.jp/article/dmj1982/22/4/22\\_4\\_436/\\_pdf](https://www.jstage.jst.go.jp/article/dmj1982/22/4/22_4_436/_pdf)
- [16] Termoregulace – WikiSkripta. *WikiSkripta* [online]. [cit. 2016-10-17]. Dostupné z: <http://www.wikiskripta.eu/index.php/Termoregulace>

## **Prílohy**

### **Samostatná príloha č. 1 – CD s programom ThermalViewer**

CD obsahuje spustiteľný súbor programu ThermalViewer, zdrojové kódy s popismi použité pri vytváraní programu, snímky všetkých pacientov a informačný manuál na obsluhu programu ThermalViewer.

### **Samostatná príloha č. 2 – Termosnímkový pacientov**

Samostatná príloha obsahuje snímky všetkých pacientov s ich priradeným ID.